

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 879 927**

51 Int. Cl.:

**A61N 5/06**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.06.2018 PCT/IB2018/054097**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.12.2018 WO18225000**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.06.2018 E 18735405 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.03.2021 EP 3634575**

54 Título: **Aparatos para terapia con láser de exploración**

30 Prioridad:

**08.06.2017 IT 201700062592**

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

**23.11.2021**

73 Titular/es:

**K-LASER D.O.O. (100.0%)  
Partizanska Cesta 63  
6210 Sezana, SI**

72 Inventor/es:

**ZANATA, FRANCESCO;  
ZANATA, MAURO;  
ZANATA, ANDREA y  
ZANATA, ENRICO**

74 Agente/Representante:

**LINAGE GONZÁLEZ, Rafael**

**ES 2 879 927 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

Aparatos para terapia con láser de exploración

5 La presente invención se refiere a un aparato de terapia con láser de exploración.

Más precisamente, la presente invención se refiere a un aparato médico que tiene un marco en el que se hace que una pluralidad de láseres de múltiples longitudes de onda se deslicen de manera motorizada y automatizada para aplicar el láser de exploración sobre y a través de la piel y las membranas mucosas de un paciente. El propio marco también está motorizado, mediante lo cual se permite su instalación en el paciente sin que la persona tenga que moverse de su cama. El aparato está programado para determinar la elección del tratamiento de manera autónoma basándose en parámetros determinados por el propio dispositivo durante la etapa de pretratamiento y variar los parámetros de tratamiento en tiempo real para la optimización del tratamiento y con fines de seguridad.

15 **Técnica anterior**

Los dispositivos de láser tradicionales con fines terapéuticos contemplan modos de ajuste de parámetros estáticos, cada ajuste se basa en una indicación terapéutica convencional y no se proporcionan ajustes específicos basados en la absorción tisular real y en los efectos deseados según las necesidades terapéuticas individuales del paciente.

20 En realidad, en tales dispositivos el perfil de absorción del paciente ni siquiera se evalúa automáticamente.

El ajuste de la potencia de emisión debe fijarse de tal manera para todas las longitudes de onda usadas en un tratamiento, o dividirse entre todas las longitudes de onda, sin un modo de equilibrado específico según los efectos que deban lograrse en el paciente, sino sólo para no superar la temperatura de seguridad para el tejido.

La potencia en algunos dispositivos convencionales puede variar durante el tratamiento, pero sólo según el principio de no superar la temperatura de la piel máxima permitida. Para ello, en algunos láseres tradicionales, la temperatura se controla mediante un sensor térmico, únicamente con el fin de no quemar al paciente.

30 El ajuste de la frecuencia de modulación debe fijarse de tal manera para todas las longitudes de onda usadas. En los casos en los que se varía la frecuencia de modulación durante el tratamiento, la variación es idéntica para todas las longitudes de onda sin que tal variación se calibre para lograr efectos terapéuticos específicos.

35 En algunos láseres tradicionales, se solicita al usuario que elija el fototipo de piel del paciente, siendo esta configuración la opinión exclusiva del médico basándose en el diagnóstico visual y no determinada por un sistema automático.

40 A partir de la solicitud de patente US2010324426A se conoce un aparato para administrar una terapia con láser, en el que se irradia a un paciente desde arriba y desde abajo de una cama. Para hacer esto, la cama está equipada con lamas móviles, de modo que pueda tratarse una zona lineal del cuerpo cada vez. Este dispositivo es complicado y el método para modificarlo (mover las lamas) durante el tratamiento es extremadamente pesado y largo, requiriendo la presencia continua de un operador (terapeuta). La misma solicitud de patente se refiere a una máquina de terapia con láser en la que el paciente está sentado y se hace que todo un láser (generador (diodo) y cabezal de irradiación) se mueva a lo largo de un soporte arqueado horizontal que también se hace que se traslade en vertical. Esta disposición es igualmente complicada y muy difícil de implementar, porque el posicionamiento del paciente es difícil y el equipo motorizado para mover el generador de láser se vuelve cada vez más grande a medida que aumenta la potencia del láser. Tal estructura puede no ser adecuada para terapias de intensidad media o alta y muestra problemas mecánicos también para terapias de baja intensidad. El aparato descrito también usa una realimentación proporcionada por un sensor de proximidad solidario con el dispositivo de láser móvil para mantener una distancia uniforme desde el cuerpo del paciente. No hay ajustes sobre la marcha del láser para maximizar el efecto de la terapia y minimizar los riesgos para el paciente.

55 También se conoce a partir de la solicitud de patente EP1163887A1 un aparato para administrar una terapia con láser, similar al descrito anteriormente. De nuevo en este caso, no hay ajustes sobre la marcha del láser para maximizar el efecto de la terapia y minimizar los riesgos para el paciente. Además, en este sistema, el cabezal del láser se eleva y hace descender y esto es muy peligroso, por ejemplo, si el paciente levanta un brazo. El problema del calentamiento incontrolado de la piel del paciente se resuelve de una manera muy insatisfactoria enviando un chorro de aire frío sobre la piel. Aun así, el cabezal del láser se mueve de manera remota mediante una palanca de mando (*joystick*). Por tanto, todo el sistema depende del operador.

65 Adicionalmente, los sistemas según la técnica anterior se basan en parámetros terapéuticos estáticos, que gestionan un tratamiento ajustando la potencia, la modulación, el tiempo de tratamiento y, en algunos dispositivos, también la longitud de onda, transfiriendo mediante lo cual una energía dada al paciente. Estos datos para protocolos terapéuticos se obtienen de estudios convencionales y casi nunca se corrigen u optimizan para el tratamiento específico, mediante lo cual dan como resultado una pérdida de efectividad. Por cierto, las máquinas del mercado no

tienen medios para ser más adaptables.

Es un objeto de la presente invención proporcionar un dispositivo que resuelva los problemas y supere los inconvenientes de la técnica anterior.

5 El objeto de la presente invención es un dispositivo según las reivindicaciones adjuntas, que forman parte integrante de la presente descripción.

10 La invención se describirá ahora a modo de ilustración pero no a modo de limitación, con especial referencia a los dibujos de las figuras adjuntas, en los que:

- la figura 1 muestra un gráfico de la reacción de la piel a la irradiación con láser, según el conocimiento científico común;
- 15 • la figura 2 muestra un ejemplo de un diagrama de Kiviat usado para establecer los efectos de la terapia que se desean lograr usando el dispositivo de la presente invención;
- la figura 3 muestra un diagrama que ilustra las etapas (desde la izquierda) de elegir la terapia, obtener las diversas longitudes de onda de emisión de láser y de distribuir las potencias promedio de las diversas longitudes de onda, según la presente invención;
- 20 • la figura 4 muestra la etapa de medir las absorciones según la temperatura corporal medida durante un "pretratamiento" durante el cual las diversas longitudes de onda se emiten de manera secuencial;
- 25 • las figuras 5a-5d muestran las diversas etapas del método según la divulgación, desde el diagrama de Kiviat (a) hasta la etapa de pretratamiento (b), para cada paciente individual o basándose en características comunes de un conjunto de pacientes potenciales, mediante lo cual se obtienen absorciones (c); tratamiento basado en los parámetros determinados (d) con realimentación en tiempo real;
- 30 • la figura 6 muestra un diagrama de flujo que describe el método de la figura 5;
- la figura 7 muestra el diagrama de flujo detallado de la etapa de pretratamiento;
- la figura 8 muestra el diagrama de flujo detallado de la etapa de cálculo de parámetros y tratamiento del método según la divulgación;
- 35 • la figura 9 muestra un diagrama de bloques del aparato según la invención;
- la figura 10 muestra un diagrama de bloques y de flujo que describe brevemente el funcionamiento del aparato según la invención;
- 40 • la figura 11 muestra una vista en perspectiva del aparato según una realización de la presente invención;
- la figura 12 muestra una vista frontal del aparato de la figura 11;
- 45 • la figura 13 muestra una vista desde la parte inferior del aparato de la figura 12;
- la figura 14 muestra una vista desde la parte superior del aparato de la figura 12; y
- 50 • la figura 15 muestra una vista frontal de una realización diferente del aparato según la presente invención.

#### **Descripción detallada de ejemplos de realizaciones preferidas de la invención.**

55 A lo largo de esta descripción y en las reivindicaciones adjuntas, se entiende que el término "comprende" puede reemplazarse por la expresión "consiste en". Además, pueden extraerse elementos de las realizaciones de las mimas y usarse también independientemente de los otros elementos y detalles.

Las realizaciones ilustradas y sugeridas pueden combinarse.

#### 60 Prólogo sobre la definición y el cálculo de la absorción

Con referencia a la figura 1, la irradiación incidente de la potencia del láser  $p$  en una superficie no puntiforme de la piel/cuerpo se descompone en irradiación reflejada  $rp$ , irradiación absorbida  $ap$ , absorbida por las capas

superficiales y la radiación transmitida  $t_p$ , tal como se transmite en las capas más profundas del cuerpo.

La radiación absorbida y transmitida depende de las propiedades físicas del tejido, tales como el color y la composición (por ejemplo, cantidad de agua del tejido, sangre, melanina y todos los cromóforos del tejido).

5 Con referencia a la figura 2, según la divulgación, el método establece en primer lugar en el dispositivo cuáles y cuántos efectos van a obtenerse a partir del tratamiento con láser.

10 Con referencia a la figura 3, la elección del médico se procesa por medio de un algoritmo, que transforma los modos de trabajo de cada láser del dispositivo según la invención que tiene frecuencias  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4 \dots \lambda_n$ , respectivamente.

15 Con referencia a las figuras 1(b), 4, 5(b), 5(c), 6, 7, se realiza una prueba de "pretratamiento" en el paciente, durante la cual se miden las absorciones basándose en la temperatura corporal, midiendo una variación  $\Delta T_1, \Delta T_2, \Delta T_3, \Delta T_4, \dots \Delta T_n$  para las longitudes de onda  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4 \dots \lambda_n$  respectivas, mediante lo cual se obtiene el perfil de absorción de la piel  $\alpha_{\lambda_1}, \alpha_{\lambda_2}, \alpha_{\lambda_3}, \alpha_{\lambda_4}, \dots \alpha_{\lambda_n}$ .

20 Con referencia a la figura 1(b), con respecto a la parte de superficie,  $\alpha$  indicará la absorción general de la piel. La radiación absorbida en las primeras capas de la piel se transforma en el aumento de temperatura  $\Delta T$  en un tiempo  $\Delta t$  que puede medirse por el sensor integrado en el cabezal de emisión de láser del dispositivo según la invención.

Específicamente, se tienen definiciones similares para cada longitud de onda. Habiendo predeterminado una potencia superficial constante y un tiempo corto  $\Delta t$ , la diferencia de temperatura  $\Delta T$  se mide entre el inicio y el final de la emisión de láser con una longitud  $\lambda_i$  ( $\Delta T_{\lambda_i}$ ), para determinar una absorción  $\alpha_{\lambda_i}$ .

25 Alternativa y preferiblemente, habiendo predeterminado una temperatura máxima  $T_{m\acute{a}x}$  que se alcance en la superficie de la piel, tal como para no provocar dolor/quemaduras, el tiempo requerido  $\Delta t$  para alcanzar tal temperatura se mide partiendo de una temperatura mínima predeterminada, para obtener  $\alpha_{\lambda_i}$ .

30 El coeficiente  $\alpha_{\lambda_i}$  indica el aumento de temperatura de la piel cuando se aplica una luz láser de potencia promedio  $p$  sobre una superficie no puntual y un área no nula (por ejemplo, una superficie unitaria).  $\alpha_{\lambda_i}$  es la inversa de la capacidad térmica de la piel y, dado que depende en gran medida de la longitud de onda absorbida  $\lambda_i$ , se denominará "absorción de la piel" en aras de la simplicidad. En las dos alternativas de método anteriores se tiene:

35 
$$\alpha_{\lambda_i} = \frac{\Delta T_{\lambda_i}}{\Delta t} \frac{1}{p} \quad i = 1 \dots n \quad (1)$$

$$\alpha_{\lambda} = \{\alpha_{\lambda_1}, \alpha_{\lambda_2}, \dots, \alpha_{\lambda_n}\} \quad (2)$$

$\alpha_{\lambda_i}$  se mide en Kelvin/julios.

40 El dispositivo obtiene el perfil cuerpo-piel basándose en  $\Delta T$  °C detectado para las diferentes  $\lambda$ .

Más detalladamente, con referencia a las figuras anteriores, la absorción  $\alpha_{\lambda}$  se mide midiendo la temperatura de la piel del paciente. Si la temperatura medida instantánea  $T^t$  es menor que una temperatura  $T_{m\acute{i}n}$ , el método continúa; de lo contrario, se cambia la posición de aplicación del láser en la piel y los métodos comienzan de nuevo.

45 El dispositivo emite continuamente una baja potencia predeterminada (por ejemplo, 1 W) (partiendo de la longitud de onda 1 hasta  $n$ , en cualquier orden), y la irradiación continúa hasta la temperatura  $T^t < T_{m\acute{i}n}$ .

50 En este punto, una unidad de cálculo computarizada calcula el tiempo para alcanzar una segunda temperatura  $T^t = T_{m\acute{a}x}$ . Basándose en la fórmula anterior, se calcula  $\alpha_{\lambda}$ . (véase la fórmula (1) anterior).

El ciclo comienza de nuevo procediendo al cálculo de las absorciones, emitiendo las sucesivas longitudes de onda  $\lambda$ .

55 Considerando una superposición de los efectos, el cabezal de láser identifica una única diferencia de temperatura durante el tratamiento, que ha de considerarse como la suma de las contribuciones de temperatura de las diferentes longitudes de onda:

$$\Delta T = \Delta T_{\lambda_1} + \Delta T_{\lambda_2} + \dots + \Delta T_{\lambda_n} \quad (3)$$

60 
$$\Delta T = \Delta t (\alpha_{\lambda_1} p_{\lambda_1} + \alpha_{\lambda_2} p_{\lambda_2} + \dots + \alpha_{\lambda_n} p_{\lambda_n}) \quad (4)$$

Las  $\alpha_{\lambda n}$  determinan un perfil para ajustar las potencias (promedio o pico) durante el tratamiento, de modo que no se supere una temperatura predeterminada (figura 4).

5 Después de haber medido estas absorciones, con referencia a la figura 8, el método prosigue con las sucesivas etapas de procesamiento y tratamiento con láser.

10 Al inicio del tratamiento, el médico elige un conjunto de parámetros visualizados en la pantalla, por ejemplo representados en forma de diagrama de Kiviat. El conjunto de estos parámetros se denominará S y se describirá con detalle a continuación. La potencia emitida durante el tratamiento se correlacionará con la temperatura medida por el sensor de temperatura, por tanto, basándose en la temperatura detectada, el dispositivo cambiará los parámetros de potencia (pico o promedio), frecuencia y ciclo de trabajo en tiempo real, de modo que se sigan las potencias y frecuencias que se derivan del procesamiento de los parámetros de perfil S elegidos al inicio por el médico y limitando la temperatura de la superficie de la piel a una temperatura máxima segura.

15 La figura 5d muestra un gráfico del tratamiento de potencia espectral adaptativa según la presente divulgación, en el que la potencia depende de los parámetros descritos en este caso:

$$P_{tot} = P_{stot}(\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n, S_\rho) - G(t, \alpha_{\lambda 1}, \alpha_{\lambda 2}, \dots, \alpha_{\lambda n}, \Delta T, S_\rho) \quad (5)$$

20 donde  $t$  es el tiempo instantáneo y  $S_\rho = \{S_1, S_2, \dots, S_r\}$  es el conjunto de  $r$  (siendo  $r$  un número entero positivo, y  $\rho = 1, 2, \dots, r$ ), es decir, parámetros iniciales elegidos por el usuario. En particular, con el único fin de simplificar para el personal médico, puede hacerse que tales parámetros se correspondan con los puntos de un diagrama de Kiviat, tal como se muestra en la figura 2.

25 La función  $P_{stot}$  es un método que transforma los parámetros elegidos por el médico en una potencia que se emitirá por el dispositivo durante el tratamiento. Tal método puede basarse, por ejemplo, en el uso de tablas de consulta y algoritmos de interpolación. También pueden usarse expresiones analíticas para la función  $P_{stot}$ , u otros algoritmos de optimización (por ejemplo, estadísticos), según los casos y conveniencias.

30  $G$  es una función de realimentación (figura 10) que modifica los parámetros procesados por  $P_{stot}$  según la temperatura leída por el sensor.

El médico establece los parámetros de tratamiento (véase la figura 2). La unidad de cálculo carga las absorciones medidas  $\alpha_\lambda$  de una memoria física.

35 El médico realiza el tratamiento con potencias.  $p_{\lambda i}$  para  $i = 1, \dots, n$  para las diversas longitudes de onda, en las que la potencia total es  $P_{stot} = \sum_{i=1}^n p_{\lambda i}$  (la  $p$  minúscula significa potencia individual,  $P$  mayúscula significa la suma).

40 La temperatura de la piel  $T$  en el área de tratamiento se mide durante el tratamiento y los parámetros de potencia se adaptan basándose en esta temperatura según la función  $G$  mencionada anteriormente. Cuando se alcanza un límite de tiempo preestablecido o una energía irradiada máxima preestablecida (o "límite"), se concluye el tratamiento (las energías máximas o los tiempos máximos de todo el tratamiento están predeterminados por expertos en la técnica, por ejemplo, empíricamente, según la terapia deseada y el área corporal que va a tratarse).

45 Describiendo el método con más detalle, sea  $n$  el número de longitudes de onda  $\lambda$  que puede emitir el dispositivo según la invención.

$P$  es un conjunto de potencias  $p$  emitidas por las diversas longitudes de onda del dispositivo:

50 
$$P_\lambda = \{p_{\lambda 1}, p_{\lambda 2}, \dots, p_{\lambda n}\}$$

Sea  $\gamma$  una etapa, es decir, la emisión de una pluralidad de rayos láser que tienen una longitud de onda  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$ , con potencias  $p_{\lambda 1}, p_{\lambda 2}, \dots, p_{\lambda n}$ , frecuencias  $f_{\lambda 1}, f_{\lambda 2}, \dots, f_{\lambda n}$ , y ciclos de trabajo  $\Delta_{\lambda 1}, \Delta_{\lambda 2}, \dots, \Delta_{\lambda n}$  respectivos, que se emiten con las energías  $e_{\lambda 1}, e_{\lambda 2}, \dots, e_{\lambda n}$  respectivas:

55 
$$\gamma = \{ \lambda_i, p_{\lambda i}, f_{\lambda i}, \delta_{\lambda i}, e_{\lambda i} \} \text{ siendo } i = 1 \dots n$$

$$\gamma = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & e_{\lambda n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \lambda_n & \dots & e_{\lambda n} \end{bmatrix}$$

60 Cabe destacar en este caso que  $\gamma$  también puede depender de  $p_{\lambda i}$  sin  $\Delta_{\lambda i}$  o viceversa porque ambos tienen el ajuste de la potencia promedio que es la que contribuye al sobrecalentamiento del paciente como consecuencia. En el

primer caso, el ciclo de trabajo también puede mantenerse fijo en los tratamientos terapéuticos en un valor predeterminado.

Sea  $\Gamma$  un tratamiento, es decir, un conjunto  $m$  de etapas  $\gamma$ :

5

$$\Gamma = \{\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m\}$$

Sin complicar la notación, cabe destacar que para diferentes etapas  $\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m$ , las longitudes de onda siempre serán las  $n$  anteriores, mientras que los otros valores de la matriz pueden ser diferentes de una etapa a otra en general.

10

$S$  es un número  $r$  de puntos del diagrama de Kiviat (u otro diagrama equivalente o un diagrama inicial diferente pero que permite elegir los parámetros médicos o simplemente una serie de parámetros iniciales establecidos de cualquier manera). Estos puntos representan el número de efectos terapéuticos deseados por el médico, en los que cada elemento tiene un peso  $s$  entre 0 y 1:

15

$$S = \{s_1, s_2, \dots, s_r\} \quad 0 \leq s_j \leq 1$$

$$j = 1 \dots r$$

20

El dispositivo contiene una pestaña de tabla de búsqueda (P) en su memoria que vincula los puntos  $S$  con un conjunto de potencias  $P_{i,j}$ . El conjunto de las potencias  $P_{i,j}$  de cada punto y longitud de onda pueden obtenerse a partir de resultados empíricos que maximizan el efecto que representa la rama de orden  $j$ , o pueden ser valores estimados iniciales que luego se ajustan a lo largo del tiempo.

25

Las potencias de cada etapa del tratamiento serán:

$$p_{\lambda_i} \in P_{i,j}$$

30

$$P_{i,j} = [p_{\min i,j}, p_{\max i,j}]$$

Dado un punto  $s_j$  de un eje de Kiviat que representa un efecto correlacionado con la potencia, si se tiene  $p_{\min i,j}$  en la posición cero y se tiene  $p_{\max i,j}$  en la posición máxima, la terapia se adaptará al punto  $p_{\lambda_i}$  elegido por el terapeuta entre (con posible interpolación):

35

$$p_{\lambda_i}(s_j) = p_{\min i,j} \text{ siendo } s_j = 0$$

$$p_{\lambda_i}(s_j) = p_{\max i,j} \text{ siendo } s_j = 1$$

40

El valor exacto en este intervalo se calcula con una función predeterminada, por ejemplo una función de interpolación. Esto se debe a que el médico en la etapa de experimentación de la terapia determina los intervalos eficaces y luego el dispositivo decide qué valor exacto aplicar solo. Este valor exacto se denominará  $p_{\lambda_i,j}(S_j) \in P_{i,j}$ .

45

La potencia de cada longitud de onda individual, que se calculará como potencia de terapia total inicial con múltiples longitudes de onda y múltiples efectos terapéuticos seleccionados, será una combinación de todos los efectos  $S$ :

$$p_{\lambda_i} = PS(p_{\lambda_i,j}(S_j); j = 1 \dots r)$$

50

donde  $PS$  es una función preestablecida, por ejemplo una función estadística, en particular una media aritmética o ponderada:

$$p_{\lambda_i} = \sum_{j=1}^r p_{\lambda_i,j}(S_j)$$

La potencia inicial total del tratamiento será la suma de todos los puntos de la pestaña de matriz (P):

55

$$P_{stot}(\lambda_i, S) = \sum_{i=1}^n p_{\lambda_i}$$

La pestaña (P) se muestra a continuación:

pestaña (P)	s <sub>1</sub>	s <sub>2</sub>	...	s <sub>r</sub>
λ <sub>1</sub>	P <sub>1,1</sub>	P <sub>1,2</sub>		P <sub>1,r</sub>
λ <sub>2</sub>	P <sub>2,1</sub>	P <sub>2,2</sub>		P <sub>2,r</sub>
...				
λ <sub>n</sub>	P <sub>n,1</sub>	P <sub>n,2</sub>		P <sub>n,r</sub>

El dispositivo contiene una pestaña de tabla (F) en su memoria que vincula los puntos S del diagrama de Kiviat a un conjunto de frecuencias F<sub>ij</sub>. El conjunto F<sub>ij</sub> se obtiene a partir de resultados empíricos que maximizan el efecto que representa el eje de orden j, o pueden ser valores estimados iniciales, que luego se ajustan opcionalmente a lo largo del tiempo.

Las frecuencias (modulación de amplitud) de cada etapa del tratamiento serán:

$$f_{\lambda i} \in F_{ij} \quad F_{ij} = [f_{\min ij}, f_{\max ij}] \quad j = 1 \dots r$$

Dada una rama de Kiviat, que representa un efecto correlacionado con la frecuencia, si se tiene una medida del intervalo máximo F<sub>ij</sub> en la posición cero s y una medida del intervalo mínimo F<sub>ij</sub> en las posiciones máximas, la terapia se adaptará al punto d elegido por el terapeuta, de modo que esté comprendido entre (con posible interpolación):

$$F_{ij} \text{ máx siendo } s_j = 0$$

$$F_{ij} \text{ mín siendo } s_j = 1$$

El valor exacto en este intervalo se calcula con una función predeterminada, por ejemplo una función de interpolación. Esto se debe a que el médico en la etapa de experimentación de la terapia determina los intervalos eficaces y luego el dispositivo decide qué valor exacto aplicar solo. Este valor exacto se denominará F<sub>λij</sub>(S<sub>j</sub>) ∈ F<sub>ij</sub>.

La frecuencia de modulación de cada longitud de onda individual se calculará mediante cualquier función estadística (por ejemplo: búsqueda máxima, búsqueda mínima, etc., en la intersección, unión, etc. de los intervalos) que actúa sobre los conjuntos F<sub>ij</sub>:

$$f_{\lambda i} = FS (f_{\lambda ij}(s_j); j = 1 \dots r)$$

donde FS es una función preestablecida, por ejemplo una función estadística, en particular una media aritmética o ponderada:

$$f_{\lambda i} = \sum_{j=1}^r f_{\lambda ij}(s_j)$$

en el caso de intervalos no disjuntos. Si, en cambio, los intervalos son disjuntos, habrá tantas etapas sucesivas como los intervalos disjuntos, mientras que la función FS a la que se hizo referencia anteriormente se usará para los demás.

La pestaña (F) se muestra a continuación:

pestaña (F)	s <sub>1</sub>	s <sub>2</sub>	...	s <sub>r</sub>
λ <sub>1</sub>	F <sub>1,1</sub>	F <sub>1,2</sub>		F <sub>1,r</sub>
λ <sub>2</sub>	F <sub>2,1</sub>	F <sub>2,2</sub>		F <sub>2,r</sub>
...				
λ <sub>n</sub>	F <sub>n,1</sub>	F <sub>n,2</sub>		F <sub>n,r</sub>

El dispositivo además contiene una pestaña de tabla (E) en su memoria que vincula los puntos S del diagrama de Kiviat con un conjunto de energías E<sub>ij</sub>. El conjunto E<sub>ij</sub> se obtiene a partir de resultados empíricos que maximizan el efecto que representa la rama o pueden ser valores estimados iniciales.

Las energías de cada etapa del tratamiento serán:

$$e_{\lambda i} \in E_{ij}$$

$$E_{i,j} = [e_{\min i,j}, e_{\max i,j}]$$

5 Dada una rama de Kiviat, que representa un efecto correlacionado con la energía que va a emitirse en el tratamiento, si se tiene una energía mínima  $e_{\min}$  en la posición cero y una energía máxima  $e_{\max}$  en la posición máxima, cada longitud de onda debe emitir una energía  $e_{\lambda_i}$ , tal que:

$$e_{\lambda_i}(s_j) = e_{\min i,j} \quad \text{siendo } s_j = 0$$

10 
$$e_{\lambda_i}(s_j) = e_{\max i,j} \quad \text{siendo } s_j = 1$$

El valor exacto en este intervalo se calcula con una función predeterminada, por ejemplo una función de interpolación. Esto se debe a que el médico en la etapa de experimentación de la terapia determina los intervalos eficaces y luego el dispositivo decide qué valor exacto aplicar solo. Este valor exacto se denominará  $e_{\lambda_i,j}(S_j) \in E_{i,j}$ .

15 La energía de cada longitud de onda individual que se calculará como la energía de terapia total inicial con múltiples longitudes de onda y múltiples efectos terapéuticos seleccionados será una combinación de todos los efectos S:

$$e_{\lambda_i} = ES(e_{\lambda_i,j}(s_j); j = 1 \dots r)$$

20 donde  $ES$  es una función preestablecida, por ejemplo una función estadística, en particular una media aritmética o ponderada:

$$e_{\lambda_i} = \sum_{j=1}^r e_{\lambda_i,j}(s_j) \quad e_{\lambda_i,j}(s_j) \in E_{i,j} \quad j = 1 \dots r$$

25 La pestaña (E) se muestra a continuación:

pestaña (E)	$s_1$	$s_2$	...	$s_r$
$\lambda_1$	$E_{1,1}$	$E_{1,2}$		$E_{1,r}$
$\lambda_2$	$E_{2,1}$	$E_{2,2}$		$E_{2,r}$
...				
$\lambda_n$	$E_{n,1}$	$E_{n,2}$		$E_{n,r}$

30 Las energías pueden dividirse en etapas de manera homogénea o según un algoritmo de distribución, que depende de los parámetros S.

A continuación se proporcionan más detalles sobre la determinación de las diversas etapas del método:

35 El método según la divulgación puede usar diferentes algoritmos.

El primer algoritmo determina el número de etapas de un tratamiento.

40 Después de que el terapeuta haya elegido los parámetros S, el tratamiento  $\Gamma$  se procesa como un conjunto  $m$  de etapas sucesivas  $\gamma$ :

$$\Gamma = \{\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_m\}$$

45 Para cada longitud de onda, puede haber múltiples frecuencias de modulación diferentes que hagan posible obtener los efectos de los diversos parámetros S. Por tanto, el número de etapas  $M$  es el número máximo de frecuencias de modulación necesarias entre todas las longitudes de onda. Entonces es el número máximo de subconjuntos  $F_{\lambda,j}$  de la pestaña de tabla (F) a la que pertenece la frecuencia  $f_{\lambda}$ :

$$f_{\lambda} = \{f_{\lambda 1}, f_{\lambda 2}, \dots, f_{\lambda n}\}$$

50 siendo  $f_{\lambda}$  el vector de frecuencia de modulación en una etapa. El número  $m$  de etapas es obviamente como máximo de  $r$  (número de parámetros).

El tiempo  $t$  de cada etapa dependerá de la energía  $E_{\lambda,j}$  obtenido de la pestaña (E).

55 Cabe especificar en este caso que, en cambio, las potencias y/o los ciclos de trabajo serán preferiblemente los



mismos para cada etapa, para no influir excesivamente en los efectos dados por las frecuencias de modulación. En todos los casos, las potencias también podrán variarse siempre que los resultados empíricos justifiquen el cambio. Esto también es posible porque las potencias en la tabla se dan como intervalos, por lo que casi siempre hay un margen.

5 Dado que la potencia varía durante la etapa (véase la función  $G$  que ajusta la potencia total), el tiempo total de etapa es variable y se calculará sobre la marcha mediante la función  $G$  (según el sobrecalentamiento de la piel).

10 Antes del tratamiento, se tiene un algoritmo de:

- 10 a) DETERMINACIÓN de las potencias empíricas  $p_{\lambda_i}$  de cada etapa mediante la pestaña de tabla (P), según los puntos de Kiviat  $S$  elegidos por el médico (véase anteriormente); la potencia total emitida por el dispositivo será la suma de todas las  $p_{\lambda_i}$  para  $i = 1, \dots, n$ ;
- 15 b) Si los diversos intervalos de frecuencia determinados para las diversas  $\lambda_i$  tienen intersección no nula, DETERMINACIÓN de las frecuencias empíricas  $f_{\lambda_i}$  de cada etapa individual en la pestaña de tabla (F), según los puntos de Kiviat  $S$  elegidos por el médico (véase anteriormente);
- 20 c) Si los diversos intervalos de frecuencia determinados para las diversas  $\lambda_i$  tienen intersección nula, DETERMINACIÓN opcional del número de etapas correspondiente al número de intervalos disjuntos entre todos los intervalos para administrar las frecuencias en sucesión;
- 25 d) DETERMINACIÓN opcional de energías empíricas  $e_{\lambda_i}$  de cada etapa individual por medio de la pestaña de tabla (E), según los puntos de Kiviat  $S$  elegidos por el médico; la energía total emitida por el dispositivo será la suma de todas las  $e_{\lambda_i}$  para  $i = 1, \dots, n$  (las potencias para cada etapa pueden ser iguales o diferentes según posibles resultados empíricos o estimaciones).

Durante el tratamiento, se tiene un algoritmo de:

- 30 e) REALIMENTACIÓN con temperatura: es decir, la corrección (reducción o aumento) de las potencias promedio (de manera secuencial o temporal) mediante la variación de los ciclos de trabajo  $\delta_{\lambda_i}$  (o por medio de potencias máximas  $p_{\lambda_i}$ ); tal cambio se realiza basándose en las absorciones  $\alpha_{\lambda_i}$  descritas anteriormente, por ejemplo de manera a las mismas, para estabilizar la temperatura  $T$  leída por el sensor en el cabezal de láser.

35 Ejemplos específicos de aplicación del método

La función  $G$  considerada anteriormente es una corrección de la potencia inicial de tratamiento  $P_s(\lambda_i, S_\rho)$  y puede ser, por ejemplo:

40 
$$P_{tot} = P_s(\lambda_i, S_\rho) - G(t, \alpha_{\lambda_i}, \Delta T, S_\rho)$$

*Ejemplo de cálculo de potencia*

Se considerará un ejemplo con dos longitudes de onda  $\lambda_1, \lambda_2$ .

45 Se supondrá que hay 2 efectos, de modo que 2 ejes de Kiviat, denominado "BIOSTIMULACIÓN", representados por  $s_1$ , "ANALGÉSICO", representado por  $S_2$ .

El usuario selecciona:

- 50 -  $S_1 = 0,2$
- $S_2 = 0,8$

Se supone una pestaña de tabla (P) :

55

pestaña (P)	$s_1$	$s_2$
$\lambda_1$	[0,5 W, 1 W]	[0,1 W, 2 W]
$\lambda_2$	[0,1 W, 0,2 W]	[1 W, 2 W]

Se supondrá que el algoritmo que determina la  $p_{\lambda_i}$  es lineal del tipo:

60 
$$p_{\lambda_1,1}(s_1) = 0,5 + 0,2(1 - 0,5) = 0,6 W$$

## ES 2 879 927 T3

$$p_{\lambda 1,2}(s_2) = 0,1 + 0,8(2 - 0,1) = 1,62 \text{ W}$$

Se supondrá que la función estadística  $P_S$  es una media aritmética. Por tanto, entonces se tiene:

$$p_{\lambda 1} = \frac{p_{\lambda 1,1} + p_{\lambda 1,2}}{2} = \frac{0,6 + 1,62}{2} = 1,11 \text{ W}$$

Del mismo modo, se tiene:

$$p_{\lambda 2,1}(s_1) = 0,1 + 0,2(0,2 - 0,1) = 0,12 \text{ W}$$

$$p_{\lambda 2,2}(s_2) = 1 + 0,8(2 - 1) = 1,8 \text{ W}$$

$$p_{\lambda 2} = \frac{p_{\lambda 2,1} + p_{\lambda 2,2}}{2} = \frac{0,12 + 1,8}{2} = 0,96 \text{ W}$$

La salida de potencia en el instante  $t = 0$ , es:

$$P_S(\lambda_1, \lambda_2, s_1, s_2) = 1,11 + 0,96 = 2,07 \text{ W}$$

Se supondrá que  $T_{min} = 37,5^\circ\text{C}$ ,  $T_{max} = 39,5^\circ\text{C}$ .

El médico realiza el pretratamiento en un área del cuerpo en  $T = 38^\circ\text{C}$ . El dispositivo indica cambiar de zona porque  $T = 38^\circ\text{C} > T_{min}$ .

El médico cambia de área y se lee  $T = 36,5^\circ\text{C}$ . El dispositivo inicia el pretratamiento, emitiendo una potencia  $P = 1 \text{ W}$  con  $\lambda_1$ , y el sensor mide un incremento de:

$$\Delta T_{\lambda 1} = 39,5 - 37,5 = 2^\circ\text{C}$$

En un tiempo de:  $\Delta t = 10 \text{ s}$ , obteniendo así un coeficiente:

$$\alpha_{\lambda 1} = \frac{\Delta T_{\lambda 1}}{\Delta t} \frac{1}{p} = \frac{2}{10 * 1} = 0,2 \frac{^\circ\text{C}}{\text{J}}$$

De manera similar, se supondrá que un aumento de  $2^\circ\text{C}$  se mide en  $20 \text{ s}$  para  $\lambda_2$ :

$$\alpha_{\lambda 2} = \frac{\Delta T_{\lambda 2}}{\Delta t} \frac{1}{p} = \frac{2}{20 * 1} = 0,1 \frac{^\circ\text{C}}{\text{J}}$$

Puede deducirse que la piel del paciente se sobrecalienta con  $\lambda_1$  más rápido que  $\lambda_2$ .

**Ejemplo de función de realimentación G**

Se supondrá que la función **G** es una realimentación de tipo integral. En este caso, se tiene

$$G(t, \alpha_{\lambda i}, \Delta T, S_p) = K_1 \int_0^t \Delta T \frac{1}{\alpha_1} d\tau + K_2 \int_0^t \Delta T \frac{1}{\alpha_2} d\tau$$

Se supondrá que la función actúa sobre las longitudes de onda en las que el efecto deseado por el médico es el menor de los dos. Los coeficientes  $K_1$ ,  $K_2$  serán del tipo:

$$K_1 = \frac{k_1}{s_1}, K_2 = \frac{k_2}{s_2}$$

siendo  $k_1$ ,  $k_2$  constantes de multiplicación que estabilizan el sistema de realimentación.

Por ejemplo, suponiendo que el tiempo de muestreo de temperatura es de  $3 \text{ segundos}$ , si el sensor de temperatura mide un aumento de  $0,9^\circ\text{C}$  en la primera muestra y que el sistema es estable con  $k_1 = 0,05$ ,  $k_2 = 0,1$ , se tiene:

## ES 2 879 927 T3

$$G(t, \alpha_{\lambda_i}, \Delta T) = \frac{k_1}{0,2} 3 \cdot 0,9 + \frac{k_2}{0,8} 3 \cdot 0,9 = 0,05 \cdot 13,5 + 0,1 \cdot 3,375 =$$

$$\cong 0,68W + 0,38W$$

La función de realimentación **G** disminuirá la potencia de  $\lambda_1$  en 0,68 W y  $\lambda_2$  en 0,38 W.

5 En salida se tiene:

$$P_{tot} = P_s(\lambda_i, S_\rho) - G(t, \alpha_{\lambda_i}, \Delta T, S_\rho)$$

10

$$P_{tot} = (1,11 + 1,8) - (0,68 + 0,38) W$$

$$P_{\lambda_1} = (1,11 - 0,68) = 0,43 W$$

$$P_{\lambda_2} = (0,96 - 0,38) = 0,58 W$$

15 Ejemplo de cálculo de frecuencia

Se supondrá que el efecto “Bioestimulación”  $S_1$  se concentra en altas frecuencias de modulación (alrededor de 1 kHz), mientras que el efecto “Analgésico”  $S_2$  se concentra en bajas frecuencias (alrededor de 10Hz).

20 Se supondrá que la extensión del intervalo relacionado con  $\lambda_1$  es mucho mayor que el relacionado con  $\lambda_2$  porque  $\lambda_1$  es poco influyente ya que la frecuencia de modulación varía, y que los beneficios de  $\lambda_2$  son para un intervalo restringido de frecuencias. Se tendrá una tabla empírica del tipo:

<i>pestaña (F)</i>	$S_1$	$S_2$
$\lambda_1$	<i>f alta extendida</i>	<i>f baja extendida</i>
$\lambda_2$	<i>f alta restringida</i>	<i>f baja restringida</i>

25 Se desea lo siguiente:

$$F_{1,1} \text{máx} = [1 \text{ Hz}, 10 \text{ kHz}] \text{ siendo } s_1 = 0$$

30

$$F_{1,1} \text{mín} = [1 \text{ kHz}, 1 \text{ kHz}] \text{ siendo } s_1 = 1$$

$$F_{1,2} \text{máx} = [1 \text{ Hz}, 100 \text{ kHz}] \text{ siendo } s_2 = 0$$

$$F_{1,2} \text{mín} = [5 \text{ Hz}, 15 \text{ Hz}] \text{ siendo } s_2 = 1$$

35

$$F_{2,1} \text{máx} = [900 \text{ Hz}, 1,1 \text{ kHz}] \text{ siendo } s_1 = 0$$

$$F_{2,1} \text{mín} = [1 \text{ kHz}, 1 \text{ kHz}] \text{ siendo } s_1 = 1$$

40

$$F_{2,2} \text{máx} = [9 \text{ Hz}, 11 \text{ kHz}] \text{ siendo } s_2 = 0$$

$$F_{2,2} \text{mín} = [10 \text{ Hz}, 10 \text{ Hz}] \text{ siendo } s_2 = 1$$

Las opciones del médico fueron  $S_1 = 0,2$ ,  $S_2 = 0,8$ .

45 Suponiendo que el intervalo varía de manera lineal, se tiene:

$$F_{1,1} = [1 + 0,2 * (1000 - 1), 10000 - 0,2 * (10000 - 1000)]$$

50

$$F_{1,1} \cong [201 \text{ Hz}, 8200 \text{ Hz}]$$

$$F_{1,2} = [1 + 0,8 * (5 - 1), 100 - 0,8 * (100 - 15)]$$

$$F_{1,2} \cong [4 \text{ Hz}, 32 \text{ Hz}]$$

55

$$F_{2,1} = [900 + 0,2 * (1000 - 900), 1100 - 0,2 * (1100 - 1000)]$$

## ES 2 879 927 T3

$$F_{2,1} \cong [920\text{Hz}, 1080\text{Hz}]$$

$$F_{2,2} = [10 + 0,8 * (10 - 9), 11 - 0,8 * (11 - 10)]$$

5

$$F_{2,2} \cong [10\text{Hz}, 10\text{Hz}]$$

La pestaña de tabla (F) se convierte en:

<i>pestaña (F)</i>	$s_1 = 0,2$	$s_2 = 0,8$
$\lambda_1$	[201, 8200] Hz	[4, 32] Hz
$\lambda_2$	[920, 1080] Hz	[10, 10] Hz

10

Se supondrá que la función FS actúa sobre la intersección de conjuntos.

Se tienen dos intervalos disjuntos tanto para  $\lambda_1$  como para  $\lambda_2$ .

15

Se supondrá que se usa el valor promedio para cada intervalo:

$$f_{\lambda_1} = FS \left( \frac{8200 + 201}{2}, \frac{32 + 4}{2} \right) = 4200\text{Hz}, 18\text{Hz}$$

20

$$f_{\lambda_2} = FS \left( \frac{920 + 1080}{2}, \frac{10 + 10}{2} \right) = 1000\text{Hz}, 10\text{Hz}$$

Un tratamiento  $\Gamma$  por tanto, se realizará como un conjunto de 2 etapas:

$$\Gamma = \{\gamma_1, \gamma_2\}$$

25

$$\gamma_1 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & 4200\text{Hz} \dots & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & \dots & 1000\text{Hz} \dots & e_{\lambda_2} \end{bmatrix}$$

$$\gamma_2 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & 18\text{Hz} \dots & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & \dots & 10\text{Hz} \dots & e_{\lambda_2} \end{bmatrix}$$

30

Si la elección hubiera sido:

<i>pestaña (F)</i>	$s_1 = 0$	$s_2 = 0$
$\lambda_1$	[1, 10k] Hz	[1, 100] Hz
$\lambda_2$	[900, 1100] Hz	[9, 11] Hz

35

se tendrían dos intervalos no disjuntos para  $\lambda_1$ . Se tendrían dos intervalos disjuntos para  $\lambda_2$ . Por tanto, las etapas totales siguen siendo 2, donde  $\lambda_1$  siempre emitirá la misma frecuencia, mientras que  $\lambda_2$  emitirá una frecuencia por etapa.

Si FS actúa sobre el valor central/promedio de la intersección de los intervalos no disjuntos, se tiene:

40

$$f_{\lambda_1} = FS \left( \frac{1 + 100}{2} \right) = FS(50) = 50\text{Hz}$$

$$f_{\lambda_2} = FS \left( \frac{900 + 1100}{2}, \frac{9 + 11}{2} \right) = 1000\text{Hz}, 10\text{Hz}$$

y las etapas se convierten en:

45

$$\gamma_1 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & 50\text{Hz} \dots & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & \dots & 1000\text{Hz} \dots & e_{\lambda_2} \end{bmatrix}$$

$$\gamma_2 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \dots & 50\text{Hz}\dots & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & \dots & 10\text{Hz}\dots & e_{\lambda_2} \end{bmatrix}$$

Ejemplo de cálculo de energía

5 Se supondrá que es necesaria poca energía  $\lambda_1$  para tener el efecto de "BIOESTIMULACIÓN" y, a la inversa, que es necesaria mucha energía  $\lambda_2$ , para el efecto "ANALGESICO":

pestaña (E)	s <sub>1</sub>	s <sub>2</sub>
$\lambda_1$	[20 J, 30 J]	[1 J, 3 J]
$\lambda_2$	[1 J, 2 J]	[10, 15 J]

10 Se supondrá que el algoritmo que determina la  $e_{\lambda_i}$  es lineal del tipo:

$$e_{\lambda_1,1}(s_1) = e_{\lambda_1,1}(0,2) = 20 + 0,2(30 - 20) = 22 \text{ J}$$

$$e_{\lambda_1,2}(s_2) = e_{\lambda_1,2}(0,8) = 1 + 0,8(3 - 1) = 2,6 \text{ J}$$

15

$$e_{\lambda_2,1}(s_1) = e_{\lambda_2,1}(0,2) = 1 + 0,2(2 - 1) = 1,2 \text{ J}$$

$$e_{\lambda_2,2}(s_2) = e_{\lambda_2,2}(0,8) = 10 + 0,8(15 - 10) = 14 \text{ J}$$

20 Cabe señalar que, en general, el algoritmo particular se decidirá junto con el médico que proporcione el tratamiento según los resultados empíricos.

La energía total emitida por  $\lambda_1$  debe ser:

25

$$e_{\lambda_1} = e_{\lambda_1,1}(s_1) + e_{\lambda_1,2}(s_2) = 22 + 2,6 = 24,6 \text{ J}$$

$$e_{\lambda_2} = e_{\lambda_2,1}(s_1) + e_{\lambda_2,2}(s_2) = 1,2 + 14 = 15,2 \text{ J}$$

30 Las energías pueden distribuirse en las diversas etapas según algoritmos de distribución (en general se decide junto con el médico que proporciona el tratamiento según resultados empíricos). Por ejemplo, en este caso se ha optado por subdividir las energías para cada etapa de igual manera:

$$\gamma_1 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 1,1W & 4200\text{Hz}\dots & 12,3J \\ \lambda_2 & 0,96W & 1050\text{Hz}\dots & 7,6J \end{bmatrix}$$

$$\gamma_2 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 1,1W & 86\text{Hz}\dots & 12,3J \\ \lambda_2 & 0,96W & 10\text{Hz}\dots & 7,6J \end{bmatrix}$$

35

Otro posible algoritmo de distribución puede ser el de asociar con cada etapa, cada

$$e_{\lambda_{ij}}(s_j) \in E_{i,j} \quad j = 1 \dots r$$

40 En este caso, se tendría:

$$\gamma_1 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 1,1W & 4200\text{Hz}\dots & 22J \\ \lambda_2 & 0,96W & 1050\text{Hz}\dots & 1,2J \end{bmatrix}$$

$$\gamma_2 = \begin{bmatrix} \lambda_1 & p_{\lambda_1} & f_{\lambda_1} \delta_{\lambda_1} & e_{\lambda_1} \\ \lambda_2 & p_{\lambda_2} & f_{\lambda_2} \delta_{\lambda_2} & e_{\lambda_2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 1,1W & 86\text{Hz}\dots & 2,6J \\ \lambda_2 & 0,96W & 10\text{Hz}\dots & 14J \end{bmatrix}$$

45

Dispositivo según la invención

50 Con referencia a la figura 9, en una realización de la invención, el dispositivo de láser multifrecuencia para el tratamiento de la piel comprende una unidad 104 de fuente de alimentación, una CPU 105, un módulo 103 de láser controlado por la CPU 105, un controlador 101 que contribuye a controlar los (uno o más) módulos 103 de láser.

A la CPU 105 puede conectársele una pantalla 106 gráfica.

5 La salida de los módulos 103 de láser se envía por medio de las fibras 102 ópticas respectivas a los cabezales 120 respectivos para su aplicación en la piel, dotados de un sensor 121 de infrarrojos (u otro sensor) para medir la temperatura.

10 Cabe especificar en este caso que los cabezales 120 de láser no contienen la parte de generación de láser, sino solo la parte final de las fibras ópticas que parten del módulo o módulos 103 de láser y posiblemente otros sensores y/o dispositivos que no se relacionan con la generación de rayos láser. Como resultado, los cabezales de láser son muy ligeros y en la práctica el método según la presente descripción mueve las partes de extremo de las fibras ópticas, con un gran ahorro de energía y reducción del riesgo de interferencia mecánica entre los dispositivos de láser completos que se usan habitualmente en la técnica anterior.

15 Cabe señalar que el cabezal es una unidad 122 motorizada controlada por ordenador (la propia CPU 105, por ejemplo). El cabezal de láser recibe la luz láser de un conector electroóptico o fibra 102 óptica. La luz recibida pasa a través de una o más lentes 123 antes de llegar a la piel.

20 Un sensor 124 de distancia puede estar presente en el cabezal de láser (distancia entre la cabeza y el paciente y/o la posición del carro a lo largo del arco).

La CPU 105 está conectada a una conexión 125 de datos al cabezal 120 para intercambiar datos con el fin de adquirir la temperatura instantánea y la distancia/posición.

25 La figura 10 muestra la realimentación producida por la CPU 105. Los datos del diagrama de Kiviat los adquiere la CPU que los usa para calcular la potencia de salida según el método descrito anteriormente.

30 Usando la absorción de la piel precalculada y la temperatura de la piel instantánea adquirida por el sensor 121, la CPU calcula la función de corrección G y ajusta la potencia y otros parámetros de emisión en tiempo real con un ciclo de realimentación.

35 De esta manera se asegura tanto la seguridad del paciente como la eficacia de la terapia según las indicaciones médicas, en virtud de un ajuste totalmente automático (que, por tanto, no requiere la intervención de un médico durante la propia terapia, que puede ser realizada por otro personal).

#### Aparato de exploración según la invención

40 Las figuras 11 a 14 ilustran un aparato que implementa el método al que se hizo referencia anteriormente, pero que también es independiente y puede implementar otros métodos. Al implementar el método anterior, se usan uno o más cabezales de láser con un sensor de temperatura.

45 El aparato 200 para la terapia con láser de un paciente 300 comprende, en primer lugar, al menos un soporte 210 arqueado que define un arco, con un primer extremo 217 de arco y un segundo extremo 218 de arco. El arco puede ser continuo como en la figura 11 (a) o discontinuo como en la figura 11 (b) según la conveniencia de construcción.

50 El aparato también puede comprender un sistema 230, 250 de suspensión de dicho al menos un soporte 210 arqueado. Por ejemplo, el sistema de suspensión comprende medios de movimiento, por ejemplo un sistema con ruedas o un sistema de deslizamiento sobre guías fijadas a la cama 400 del paciente (no mostrada) u otro sistema. Opcionalmente, puede haber un sistema 230 de ajuste vertical del soporte arqueado. El sistema de ajuste vertical también puede comprender un sensor de ultrasonidos (no mostrado) para calcular la distancia del arco desde el paciente específico.

55 Evidentemente, comprende al menos una unidad 220 de generación de láser conectada o fijada a dicho al menos un soporte 210 arqueado.

Una o más guías 215 están fijadas a lo largo del arco de dicho al menos un soporte 210 arqueado.

60 Al final de la emisión de láser mencionada anteriormente, al menos un cabezal 212 de láser está conectado, por medio de medios de conexión deslizantes, en al menos una de dichas una o más guías 215, teniendo dicho al menos un cabezal 212 de láser una dirección de emisión de láser respectiva hacia el interior de dicho al menos un soporte 210 arqueado (véase más adelante para más detalles).

65 Están presentes medios motorizados para mover dicho al menos un cabezal de láser de manera deslizante a lo largo de al menos una parte de dicha al menos una de dichas una o más guías 215. La extensión deslizante dependerá del tipo de tratamiento, en todos los casos se prefiere un deslizamiento tan ancho como sea posible para poder alcanzar todas las partes descubiertas del cuerpo, mientras el paciente está en la cama 400.

Al menos un sensor 214 de exploración volumétrica está conectado de manera solidaria a dicho al menos un soporte 210 arqueado y está configurado para detectar un volumen ocupado por dicho paciente, en uso. Esto es importante porque el sistema necesita saber dónde dirigir los rayos láser y, en algunos casos, debe calcularse la masa del paciente. El sistema de exploración volumétrica no es un sensor de proximidad, que funciona de manera lineal a lo largo de una línea, sino un sistema que genera un volumen completo, es decir, la forma tridimensional del paciente en la cama. Puede ser una cámara adecuada u otro sensor. En una realización, el sistema de exploración volumétrica comprende una serie de sensores TOF (*Time Of Light*, tiempo de luz) distribuidos a lo largo del arco del dispositivo. Dada una distribución correcta de los sensores TOF (*Time Of Light*) a lo largo del arco (prácticamente, se colocan debajo del arco, por ejemplo, al lado de donde se deslizan las fibras de láser), el software del dispositivo procesa los datos leídos por los sensores y reproduce un dispositivo de exploración 3D, tanto temporal como espacialmente. Esto se usa para determinar la mejor geometría y precisión posibles, obteniéndose la reconstrucción de la geometría espacial del cuerpo del paciente. El sensor de proximidad puede estar todavía presente porque realiza una función independiente, es decir, se usa durante el tratamiento para asegurar una distancia uniforme del cabezal de láser desde el paciente. En cambio, el sensor volumétrico se usa generalmente antes del tratamiento para reconstruir la forma y el volumen del paciente completo para ver a qué profundidad están los tejidos que van a tratarse. Opcionalmente, el sensor volumétrico puede usarse para calcular el volumen del paciente y luego la densidad promedio del paciente, y luego ajustar la dosis de energía láser que se administrará basándose en la densidad promedio del cuerpo. La dosis para el área puede calcularse según el área corporal que va a tratarse.

Según la presente descripción, es posible y ventajoso calcular la energía mínima  $e_{\min}$  y la energía máxima  $e_{\max}$  en cada eje del diagrama de Kiviat descrito e ilustrado anteriormente corrigiendo el valor establecido por el médico con un coeficiente que se calculará basándose en la detección del sensor volumétrico. De hecho, es evidente que si se administrase la misma energía a una mano y un vientre, siendo la razón superficie/volumen mucho mayor en la mano, se corre el riesgo de efectos secundarios o una menor eficacia del tratamiento, respectivamente. En consecuencia, los valores para la mano deben reducirse y los valores para el vientre deben aumentarse según su volumen. Es posible una corrección diferente para cada eje del diagrama de Kiviat. Los coeficientes exactos se determinarán empíricamente, midiendo los volúmenes y los efectos obtenidos sobre diversos sujetos.

Al menos un sensor de temperatura para detectar, en uso, una temperatura instantánea  $T^t$  de la piel de dicho paciente 300 bajo dicho soporte 210 arqueado. Convenientemente, puede usarse un sensor de infrarrojos.

Evidentemente, existe una unidad central de procesamiento, que en los dibujos está incorporada en la misma carcasa 220 que el generador de láser (pero también puede colocarse en una posición diferente), conectada electrónicamente a dicho al menos un sensor de temperatura, a dicho al menos un sensor 214 de exploración volumétrica y a dichos medios motorizados. Se instala un programa en la unidad 220 central y se configura para accionar dicha al menos una unidad 220 de generación de láser y dichos medios motorizados, basándose en datos predefinidos (por ejemplo, terapia que va a realizarse), la temperatura detectada por dicho al menos un sensor de temperatura y en los datos detectados por dicho al menos un sensor 214 de exploración volumétrica.

También puede haber una guía individual. También puede haber dos cabezales 212 de láser (independientemente del número de guías), cada uno conectado de manera deslizante y movido por dichos medios motorizados en la mitad de dicha guía individual (o múltiples guías), en los que dichos al menos dos cabezales 212 de láser están equipados opcionalmente con sensores de posición para evitar colisiones entre ellos.

Puede haber cuatro (o más) cabezales de láser, moviéndose los primeros dos primeros cabezales 212 de láser por dichos medios motorizados en (sustancialmente) una mitad de dicha guía individual, y dos segundos cabezales 212 de láser movidos por dichos medios motorizados en la otra (sustancialmente) mitad de dicha guía individual. El número de referencia 216 indica el soporte para mover los cables de conexión entre el generador de láser y los cabezales de láser.

Haciendo referencia a la figura 15, las direcciones de emisión del láser de dichos al menos dos cabezales de láser están inclinadas formando un ángulo  $\alpha$  con respecto a la perpendicular a la tangente de dicho arco, donde  $\alpha$  está comprendido entre 0,1 y 7 grados sexagesimales, en particular entre 2 y 6 grados, más particularmente entre 5 y 6 grados. De esta manera, cuando los cabezales de láser están próximos, todos contribuyen a la irradiación sustancial de una zona individual en el paciente, mediante lo cual se aumenta la potencia de irradiación total y evitando así la necesidad de usar generadores de láser muy potentes.

Tal como se mencionó anteriormente, el sistema 230, 250 de suspensión consiste en dos conjuntos de guías 250 verticales conectadas a dos dispositivos 230 con ruedas motorizados respectivos, conectándose los dos conjuntos de guías verticales a dicho primer extremo 217 y a dicho segundo extremo 218, respectivamente, de modo que dicho soporte 210 arqueado es ajustable en altura con respecto a dichos dispositivos 230 con ruedas por medio de sistemas de ajuste de altura respectivos (no mostrados), pudiendo hacerse funcionar dichos dispositivos 230 con ruedas motorizados y dichos sistemas de ajuste de altura respectivos por dicha unidad 220 central de procesamiento según dichos datos predefinidos, la temperatura detectada por dicho al menos un sensor de temperatura y los datos detectados por dicho al menos un sensor 214 de exploración volumétrica.

El programa instalado en dicha unidad 220 central de procesamiento está configurado convenientemente para accionar dicha al menos una unidad 220 de generación de láser y dichos medios motorizados basándose en una dosis que va a suministrarse al paciente y calculada basándose en los datos detectados por dicho al menos un sensor 214 de exploración volumétrica y por dicho al menos un sensor de temperatura y por información predeterminada sobre el área del paciente que va a tratarse.

Finalmente, puede proporcionarse ventajosamente una interfaz de pantalla táctil en dicho soporte arqueado para establecer un plan de terapia con láser.

Haciendo referencia a las figuras 16 y 17, según un aspecto adicional o alternativo de la presente descripción, el sistema proporciona un sistema y un método para actualizar y optimizar los parámetros terapéuticos.

Una pluralidad de máquinas 420 según la presente descripción forman un sistema 400 y están conectadas individualmente o en grupos a un servidor 430 por medio de conexiones 430, por ejemplo conexiones a Internet.

Un algoritmo 300 de optimización es responsable de actualizar los parámetros 310 iniciales de cada máquina o grupo de máquinas. Esto se lleva a cabo partiendo de los parámetros 310 convencionales iniciales, a los que se suman los datos relacionados con la masa del paciente obtenidos por dicho sensor volumétrico. Con todos estos parámetros, la máquina realiza una terapia en 330. Al final de la terapia, en 350, el dispositivo examina los parámetros para cada efecto objetivo de la terapia. Pide al paciente y/o al médico que proporcionen una evaluación numérica del resultado de cada efecto objetivo en 360 y estas evaluaciones se transmiten al servidor en 370. De esta manera, todas las máquinas aumentan una base de datos en el servidor. De tal manera, en el momento de una nueva terapia en 380, el método consulta la base de datos en 390 y los parámetros convencionales se redefinen basándose en los datos de todas o parte de las terapias similares. Por ejemplo, los parámetros convencionales se restablecen en 395 como parámetros promedio de terapias similares o idénticas. Los parámetros convencionales pueden ser, por ejemplo, energía, irradiancia, longitud de onda y modulación.

Los siguientes son ejemplos de preguntas realizadas para la evaluación:

- Efecto analgésico: El dispositivo puede solicitar una evaluación inmediatamente después de la terapia y antes del tratamiento sucesivo.
- Efecto antiinflamatorio: El dispositivo puede solicitar una evaluación inmediatamente después de la terapia y antes del tratamiento sucesivo.
- Efecto antimicrobiano: el dispositivo puede solicitar una evaluación inmediatamente antes del tratamiento sucesivo únicamente; esto se debe a que se necesita tiempo para que el tratamiento sea eficaz.
- Efecto de biosimulación de superficie: el dispositivo puede solicitar una evaluación inmediatamente antes del tratamiento sucesivo únicamente; esto se debe a que se necesita tiempo para que el tratamiento sea eficaz.

Los errores de cualquier evaluación incorrecta proporcionada a los dispositivos por los terapeutas se mitigan automáticamente a lo largo del tiempo, porque la comparación de los parámetros de cada dispositivo individual se produce con el promedio de los parámetros de todos los demás dispositivos; por consiguiente, los errores se cancelarán automáticamente a lo largo del tiempo, terapia tras terapia.

Este sistema de autoaprendizaje grupal progresivo a nivel global entre los dispositivos, de manera independiente y automática, transformará un dispositivo de terapia estática en un dispositivo inteligente, que optimizará de manera creciente los tratamientos cada vez más por sí solo, para acercarse a una perfección de rendimiento que no sería alcanzable manualmente o con cualquier otro sistema de software.

Según un aspecto adicional o alternativo de la presente descripción, el sistema para lograr la optimización mencionada anteriormente o para otros fines, contempla el uso de rutina de inteligencia artificial, por ejemplo mediante redes neurales o redes neurales convolucionales, para optimizar los parámetros de tratamiento de manera autónoma, partiendo inicialmente de un ajuste de parámetros convencionales o preestablecidos.

Por ejemplo, la inteligencia artificial puede optimizar las preguntas para las evaluaciones mencionadas anteriormente según las evaluaciones de las propias terapias y/o según otra información útil.

Estos datos permiten que la inteligencia artificial aprenda de experiencias pasadas de la misma máquina si se producen de nuevo condiciones similares del paciente.

La base de datos mencionada anteriormente está en un servidor, pero podría replicarse localmente. La inteligencia



artificial también puede ser local y/o en el servidor.

Es importante destacar que la inteligencia artificial debe usar los datos de entrenamiento para reconocer el mejor tratamiento posible (en términos de parámetros objetivo del dispositivo terapéutico, tales como por ejemplo parámetros de fuente de láser, irradiancia, modulación, energía, longitudes de onda) para el paciente individual basándose en las relaciones intrínsecas que puede obtener de los datos.

La realización con la inteligencia artificial proporcionada en la máquina individual tiene la ventaja de proporcionar una máquina completa, que sólo necesita acceder a los datos.

De esta manera, se dispone de un sistema de autoaprendizaje grupal progresivo a nivel global entre dispositivos, de manera independiente y sin contribución humana manual. De esta manera, el sistema ya no depende del operador y los médicos pueden optimizar su análisis clínico y maximizar el éxito de su atención.

#### Ejemplo de elección de láser en el aparato

El primer láser, L1, está a 660 nm y se tiene:

- potencia del láser: 100 mW (sólo para especificar el generador de láser usado)
- Irradiancia 50 mW/cm<sup>2</sup>
- Fluencia 6 J/cm<sup>2</sup>
- Tiempo de tratamiento 120 s

El área del punto es de 2 cm<sup>2</sup>, el diámetro del punto de 16 mm.

El segundo láser, L2, está a 800 nm y se tiene:

- potencia del láser: 1 W (sólo para especificar el generador de láser usado)
- Irradiancia 200 mW/cm<sup>2</sup>
- Fluencia 6 J/cm<sup>2</sup>
- Tiempo de tratamiento 30 s

El área del punto es de 5 cm<sup>2</sup>, el diámetro del punto es de aproximadamente 25 mm.

El tercer láser, L3, está a 970 nm y se tiene:

- potencia del láser: 2,5 W (sólo para especificar el generador de láser usado)
- Irradiancia de nuevo 200 mW/cm<sup>2</sup>
- Fluencia 6 J/cm<sup>2</sup>
- Tiempo de tratamiento 30 s.

El área del punto es de aproximadamente 12,5 cm<sup>2</sup>, el diámetro del punto es de aproximadamente 40 mm.

Optimizando los parámetros terapéuticos, es posible obtener múltiples y diferentes beneficios clínicos para el paciente dentro de un mismo tratamiento. Todo ello garantiza la máxima seguridad para el paciente, mediante lo cual se reducen los posibles riesgos de daño iatrogénico (posiblemente provocado por el especialista debido a una valoración previa al tratamiento incorrecta o inadecuada que con esta patente ya no es necesaria). Además, al optimizar muchos beneficios dentro de un mismo tratamiento, los tiempos de terapia se reducen considerablemente tanto en términos biológicos para el paciente como en términos económicos para el profesional. La obtención de cualquier efecto deseado se representa visualmente por la máquina en tiempo real, peculiaridad que garantiza al profesional la correcta realización del tratamiento requerido.

En el presente documento, se han las realizaciones preferidas y sugerido algunas variantes de la presente invención, pero se entiende que un experto en la técnica puede realizar modificaciones y cambios sin apartarse del alcance de protección respectivo, tal como se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Aparato (200) para terapia con láser de un paciente (300), que comprende:

- 5
- al menos un soporte (310) arqueado que define un arco, con un primer extremo (217) de arco y un segundo extremo (218) de arco;
- 10
- un sistema (230, 250) de suspensión de dicho al menos un soporte (210) arqueado;
  - al menos una unidad (220, 103) de generación de láser conectada a dicho al menos un soporte (210) arqueado;
  - una o más guías (215) fijadas a lo largo del arco de dicho al menos un soporte (210) arqueado;
- 15
- al menos un cabezal (212, 120) de láser separado de dicha al menos una unidad (220, 103) de generación de láser y conectado a ella por medio de fibras (102) ópticas, conectándose el cabezal de láser de manera deslizante, en al menos una de dichas una o más guías (215), teniendo dicho al menos un cabezal (212, 120) de láser una dirección de emisión de láser respectiva hacia el interior de dicho al menos un soporte (210) arqueado;
- 20
- medios (122, 101) motorizados para mover dicho al menos un cabezal (212, 120) de láser de manera deslizante a lo largo de al menos una parte de dicha al menos una de dichas una o más guías (215);
  - al menos un sensor (214, 124) de exploración volumétrica conectado de manera solidaria a dicho al menos un soporte (210) arqueado, configurado para detectar un volumen ocupado por dicho paciente, en uso;
- 25
- al menos un sensor (121) de temperatura para detectar, en uso, una temperatura instantánea  $T^i$  de la piel de dicho paciente bajo dicho soporte (210) arqueado; y
- 30
- una unidad (220, 105) central de procesamiento conectada electrónicamente a dicho al menos un sensor de temperatura, a dicho al menos un sensor (214, 124) de exploración volumétrica y a dichos medios motorizados, estando instalado un programa en dicha unidad (220, 105) central de procesamiento que está configurado para accionar y/o ajustar dicha al menos una unidad (220, 103) de generación de láser y dichos medios motorizados, basándose en datos predeterminados, de la temperatura detectada por dicho al menos un sensor de temperatura y de los datos detectados por dicho al menos un sensor (214, 124) de exploración volumétrica,
- 35
- en el que:
- dicha al menos una unidad (220, 103) de generación de láser está configurada para generar un número  $n$ , siendo  $n$  un número entero positivo no nulo, de rayos láser con frecuencias  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$  respectivas para enviarse a cada uno de dicho al menos un cabezal (212, 120) de láser; y
- 40
- dicho programa comprende los siguientes módulos:
- 45
- un primer módulo A configurado para adquirir un conjunto de parámetros de usuario  $S = \{S_1, S_2, \dots, S_r\}$  siendo  $0 \leq S_j \leq 1$  y  $j = 1 \dots r$ , donde  $r$  es un número entero positivo mayor de 1;
  - un segundo módulo B configurado para adquirir un coeficiente de absorción  $\alpha_{\lambda_i}$  de la piel del paciente con respecto a la longitud de onda  $\lambda_i$ , para cada  $i = 1 \dots n$ , por ejemplo, mediante una etapa de evaluación preliminar o de una base de datos;
- 50
- un tercer módulo C configurado para controlar dicha unidad (22, 103) de generación de láser para enviar dichos rayos láser a dicho al menos un cabezal (212, 120) de láser, después de la ejecución de dicho segundo módulo B, para generar los rayos láser de la longitud de onda  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$  respectivas con potencias  $p_{\lambda_i}$  respectivas para  $i=1, \dots, n$  para las diversas longitudes de onda y para una potencia total de todos los rayos láser dada por la suma de:
- 55
- una primera contribución fija correspondiente a un valor obtenido basándose en todas las longitudes de onda  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n$  y de los parámetros  $S = \{S_1, S_2, \dots, S_r\}$ ;
  - una segunda contribución correctora instantánea de realimentación, obtenida basándose en el tiempo  $t$  transcurrido desde el inicio de la generación de los rayos láser por el módulo C, de todos los coeficientes  $\alpha_{\lambda_1}, \alpha_{\lambda_2}, \dots, \alpha_{\lambda_n}$  de la diferencia de temperatura  $\Delta T$  entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura  $T$  detectada por dicho al menos un sensor (121) de temperatura así como de los parámetros  $S = \{S_1, S_2, \dots, S_r\}$ ;
- 60
- 65

en el que dicho módulo C interrumpe la generación de los rayos láser cuando se alcanza un límite de tiempo preestablecido o un límite de energía radiada máxima preestablecido.

5 2. Aparato según la reivindicación 1, en el que hay una guía individual y hay al menos dos cabezales (212, 120) de láser conectados cada uno de manera deslizante y movidos por dichos medios (122, 101) motorizados en una mitad de dicha guía individual solamente, en el que dichos al menos dos cabezales (212, 120) de láser están equipados opcionalmente con sensores (124) de posición para evitar colisiones entre sí.

10 3. Aparato según la reivindicación 2, en el que hay cuatro cabezales (212, 120) de láser, con dos primeros cabezales (212, 120) de láser movidos por dichos medios motorizados en una mitad de dicha guía individual, y dos segundos cabezales (212, 120) de láser movidos por dichos medios motorizados en la otra mitad de dicha guía individual.

15 4. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 4, en el que las direcciones de emisión de láser respectivas de dichos al menos dos cabezales de láser están inclinadas formando un ángulo  $\alpha$  con respecto a la perpendicular a la tangente a dicho arco, en el que  $\alpha$  es de entre 0,1 y 7 grados sexagesimales.

20 5. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que dicho sistema (230, 250) de suspensión está constituido por dos conjuntos (250) de guías verticales conectadas a dos dispositivos (230) motorizados con ruedas respectivos, conectándose los dos conjuntos de guías verticales respectivamente a dicho primer extremo (217) de arco y dicho segundo extremo (218) de arco de modo que dicho soporte (210) arqueado sea ajustable en altura con respecto a dichos dispositivos (230) con ruedas por medio de sistemas de ajuste de altura respectivos, pudiendo hacerse funcionar dichos dispositivos (230) motorizados con ruedas y dichos sistemas de ajuste de altura respectivos por dicha unidad (220) central de procesamiento basándose en dichos datos predeterminados, de la temperatura detectada por dicho al menos un sensor de temperatura y de los datos detectados por dicho al menos un sensor (214) de exploración volumétrica.

30 6. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que dicho programa instalado en dicha unidad (220, 105) central de procesamiento está configurado para accionar dicha al menos una unidad (220, 103) de generación de láser y dichos medios motorizados basándose en una dosis que ha de suministrarse al paciente calculada basándose en los datos detectados por dicho al menos un sensor (214, 124) de exploración volumétrica y por dicho al menos un sensor de temperatura y por información predeterminada sobre el área del paciente que va a tratarse.

35 7. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que dicho módulo B comprende los siguientes submódulos:

40 - un primer submódulo configurado para controlar dicha al menos una unidad (220, 103) de generación de láser para enviar dichos rayos láser a una unidad de aplicación de rayos láser, de modo que, durante los intervalos de tiempo  $B_{ti}$  siendo  $i = 1 \dots n$  posteriores respectivos, los rayos láser de la longitud de onda  $\lambda_{1,} \lambda_{2,} \dots \lambda_{n}$  respectiva cada uno con una potencia promedio  $p$  se generan respectiva y sucesivamente;

45 - un segundo submódulo configurado para detectar, durante cada intervalo de tiempo  $B_{ti}$  de valor predeterminado, la diferencia de temperatura  $\Delta T$  entre una temperatura inicial  $T_{min}$  y una temperatura final  $T_{max}$  del intervalo de tiempo  $B_{ti}$ , medido por dicho sensor (121) de temperatura, o para establecer una diferencia de temperatura  $\Delta T$  predeterminada y tomar como valor de  $B_{ti}$  el tiempo que se tarda en pasar de  $T_{min}$  a  $T_{max}$  medido por dicho sensor (121) de temperatura; y

50 - un tercer submódulo configurado para calcular, basándose en los valores  $B_{ti}$  y  $\Delta T$  tal como se determinan por el segundo submódulo, un coeficiente de absorción  $\alpha_{\lambda_i}$  de la piel del paciente con respecto a la longitud de onda  $\lambda_i$ , para todos los  $i = 1 \dots n$ .

8. Aparato según la reivindicación 7, en el que dicho tercer submódulo calcula dicho coeficiente de absorción según la fórmula:

55 
$$\alpha_{\lambda_i} = \frac{\Delta T_{\lambda_i}}{\Delta t} \frac{1}{p} \quad i = 1 \dots n$$

donde  $\Delta t$  es el valor de  $B_{ti}$  y  $\Delta T_{\lambda_i}$  es el valor de  $\Delta T$  tal como se determina para cada longitud de onda  $\lambda_i$ , siendo  $i = 1 \dots n$ .

60 9. Aparato según la reivindicación 7 u 8, en el que dicho segundo submódulo, si dicho sensor (221, 121) de temperatura detecta de manera preliminar una temperatura  $T^1$  menor que  $T_{min}$ , genera dichos rayos láser hasta que se alcanza la temperatura  $T^1 = T_{min}$  y el intervalo de tiempo  $B_{ti}$  comienza a partir de entonces.

10. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que comprende además una memoria interna

física o medios de conexión a una memoria física remota, una pestaña de tabla de consulta (P) que proporciona un valor o intervalo de potencia.  $P_{i,j}$  para cada parámetro  $S_j$  y almacenándose cada longitud de onda  $\lambda_i$  en dicha memoria física interna o en dicha memoria física remota, obteniéndose dicho valor o intervalo de potencia  $P_{i,j}$ , por ejemplo, de antemano a partir de resultados empíricos o de estimaciones iniciales, mientras que si  $P_{i,j}$  son intervalos de potencia se tendrá:

$$P_{i,j} = [p_{\min i,j}, p_{\max i,j}]$$

donde  $p_{\min i,j}$  es el límite inferior de dicho intervalo de potencia que corresponde a  $S_j = 0$  y  $p_{\max i,j}$  es su valor superior  $S_j = 1$ , y en el que dicha potencia  $p_{i,j}$  se calcula basándose en los intervalos de potencia de todos los parámetros  $S_j$  para  $j = 1 \dots r$ , en particular determinando un valor eficaz de cada intervalo usando una función de interpolación.

11. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que dichos rayos láser tienen respectivamente una energía  $e_{\lambda_i}$  para  $i = 1, \dots, n$ , y en el que están comprendidos además una memoria física interna o medios de conexión a una memoria física remota, almacenándose una pestaña de tabla de consulta (E) que proporciona un valor o intervalo de energía  $E_{i,j}$  para cada parámetro  $S_j$  y para cada longitud de onda  $\lambda_i$  en dicha memoria física interna o en dicha memoria física remota, obteniéndose dicho valor o intervalo de energía  $E_{i,j}$ , por ejemplo, de antemano mediante resultados empíricos o a partir de estimaciones iniciales, mientras que si  $E_{i,j}$  son intervalos de energía se tendrá:

$$E_{i,j} = [e_{\min i,j}, e_{\max i,j}]$$

donde  $e_{\min i,j}$  es el límite inferior de dicho intervalo de energía que corresponde a  $S_j = 0$  y  $e_{\max i,j}$  es su valor superior para  $S_j = 1$ , y donde dicha energía  $e_{\lambda_i}$  se calcula basándose en los intervalos de energía de todos los parámetros  $S_j$  para  $j = 1 \dots r$ , en particular determinando un valor eficaz de cada intervalo usando una función de interpolación.

12. Aparato según la reivindicación 11, en el que  $e_{\min i,j}$  y  $e_{\max i,j}$  se corrigen basándose en la información detectada por el sensor volumétrico, por ejemplo basándose en la razón de superficie con respecto a volumen de la región del cuerpo especificada que va a someterse al tratamiento mediante terapia con láser.

13. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en el que:

- dichos rayos láser tienen una frecuencia de modulación  $f_{\lambda_i}$ , para  $i = 1, \dots, n$  respectivamente y en el que están comprendidos además una memoria física interna o un medio para la conexión a una memoria física remota, almacenándose una pestaña de tabla de consulta (F) que proporciona un valor o intervalo de frecuencia de modulación  $F_{i,j}$  para cada parámetro  $S_j$  y cada longitud de onda  $\lambda_i$  en dicha memoria física interna o en dicha memoria física remota, obteniéndose dicho valor o intervalo de frecuencia de modulación  $F_{i,j}$ , por ejemplo, de antemano a partir de resultados empíricos o de estimaciones iniciales, mientras que si  $F_{i,j}$  son intervalos de frecuencia de modulación se tendrá:

$$F_{i,j} = [f_{\min i,j}, f_{\max i,j}]$$

donde  $f_{\min i,j}$  es el límite inferior de dicho intervalo de frecuencia de modulación correspondiente a  $S_j = 0$  y  $f_{\max i,j}$  es su valor superior para  $S_j = 1$ , y en el que dicha frecuencia de modulación  $f_{\lambda_i}$  se calcula basándose en los intervalos de frecuencia de modulación de todos los parámetros  $S_j$  para  $j = 1 \dots r$ , en particular determinando un valor eficaz de cada intervalo usando una función de interpolación;

- el módulo C subdivide dicha generación de rayos láser en un número  $m$  de generaciones sucesivas, en el que:

- $m$  es el número máximo de subconjuntos disjuntos que están determinados por la superposición de los conjuntos en cada fila de la pestaña de tabla (F);

- para las  $m$  generaciones sucesivas respectivas, resultarán frecuencias de modulación  $f_{\lambda_i}$  respectivas calculadas basándose en un conjunto disjunto o un conjunto no nulo tal como se obtienen en dicha superposición;

- las potencias  $p_{\lambda_i}$  son iguales o diferentes para las  $m$  generaciones sucesivas; y

- dicha energía máxima o dicho límite de tiempo se subdivide por las  $m$  generaciones sucesivas en partes o bien iguales o bien diferentes.

14. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en el que, si la temperatura instantánea medida es mayor que una temperatura umbral, dicha al menos una unidad central de procesamiento ajusta la potencia de

dichos rayos láser para que permanezca por debajo de dicha temperatura umbral, enviando dicha unidad (220, 103) central de procesamiento una alarma a un dispositivo periférico de alarma.

5 15. Aparato según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14, en el que dichos parámetros  $S = \{S_1, S_2, \dots, S_r\}$  se adquieren mediante una interfaz gráfica en la que se introducen las coordenadas de un diagrama de Kiviati.

16. Aparato según una o más de las reivindicaciones 1 a 15, en el que comprende:

- 10
- un módulo que incluye un programa de optimización o aprendizaje;
  - una conexión a un servidor central en una red de telecomunicaciones;

en el que el programa de optimización o aprendizaje está configurado y adaptado para:

15 - recibir conjuntos de datos de tratamiento terapéutico desde dicho servidor central realizado por un aparato de terapia con láser del mismo tipo que dicho aparato para la terapia con láser;

20 - proporcionar los datos de configuración del aparato de tratamiento en un paciente específico, basándose en dichos conjuntos de datos de tratamiento terapéutico y en parámetros de sensores instalados en dicho aparato para terapia con láser y relacionados con dicho paciente específico.

17. Aparato según la reivindicación 16, en el que dicho programa de optimización o aprendizaje comprende rutinas de inteligencia artificial, capaces de:

25 - entrenarse usando dicho conjunto de datos; y

- proporcionar los datos de configuración del aparato de tratamiento sobre un paciente específico, basándose en los parámetros de configuración calculados usando dichos conjuntos de datos y en parámetros de sensores instalados en dicho dispositivo para terapia con láser y relacionados con dicho paciente específico.

30

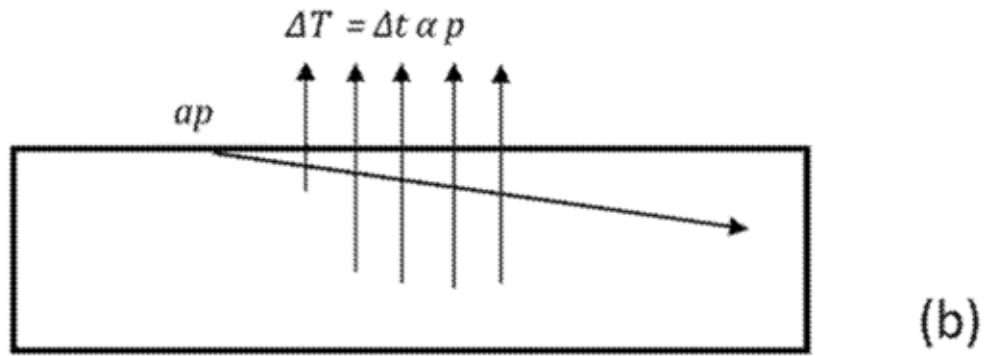
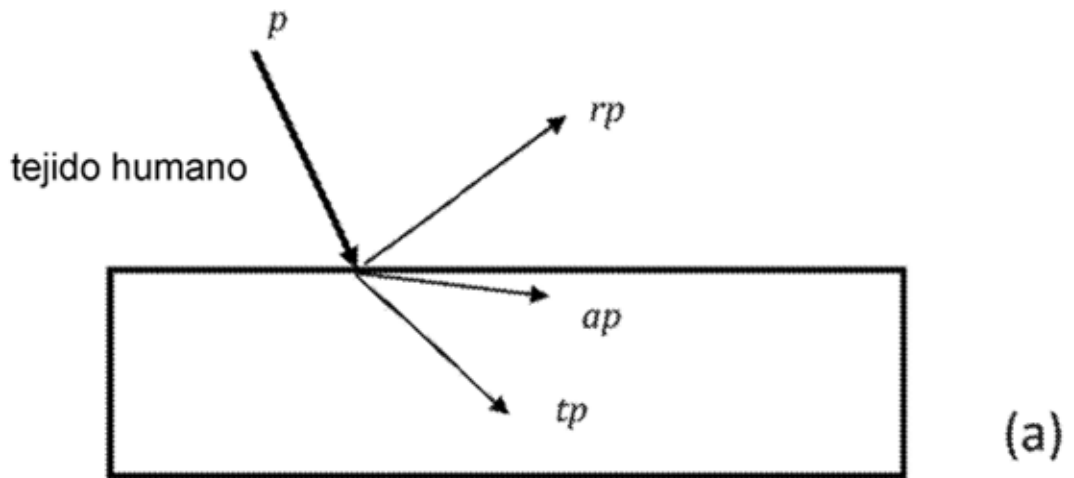


Fig. 1

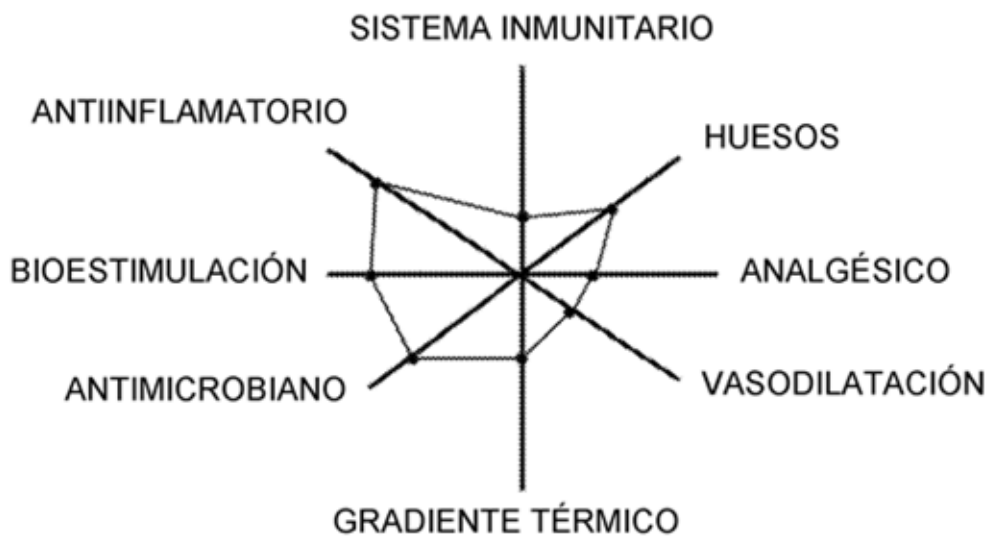


Fig. 2

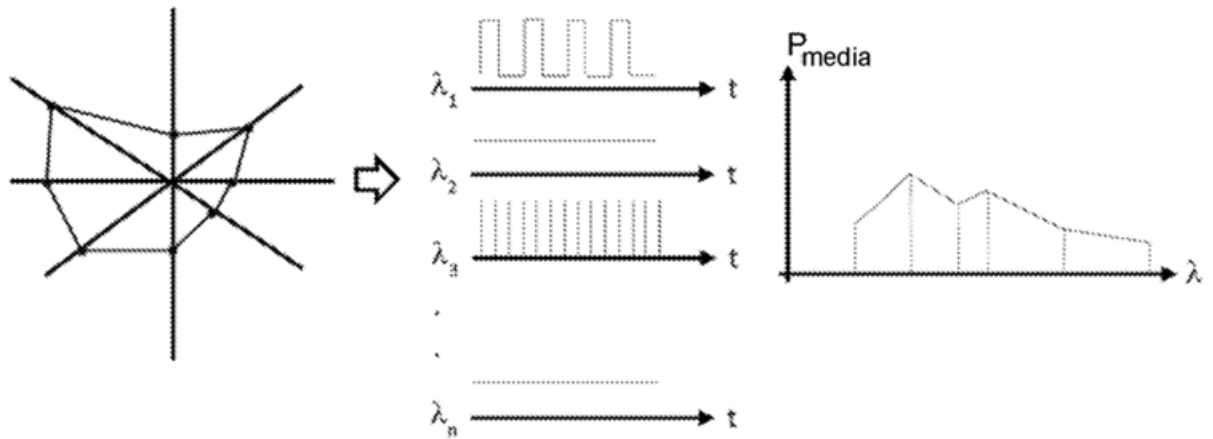


Fig. 3

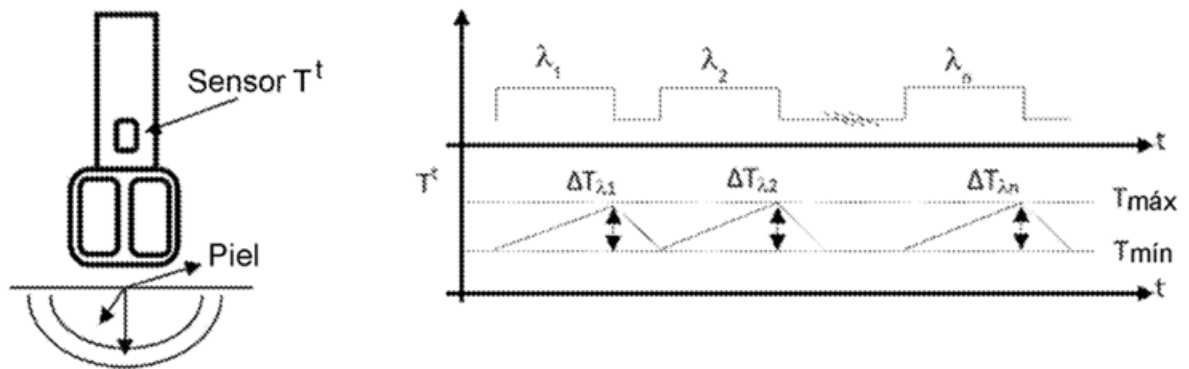


Fig. 4

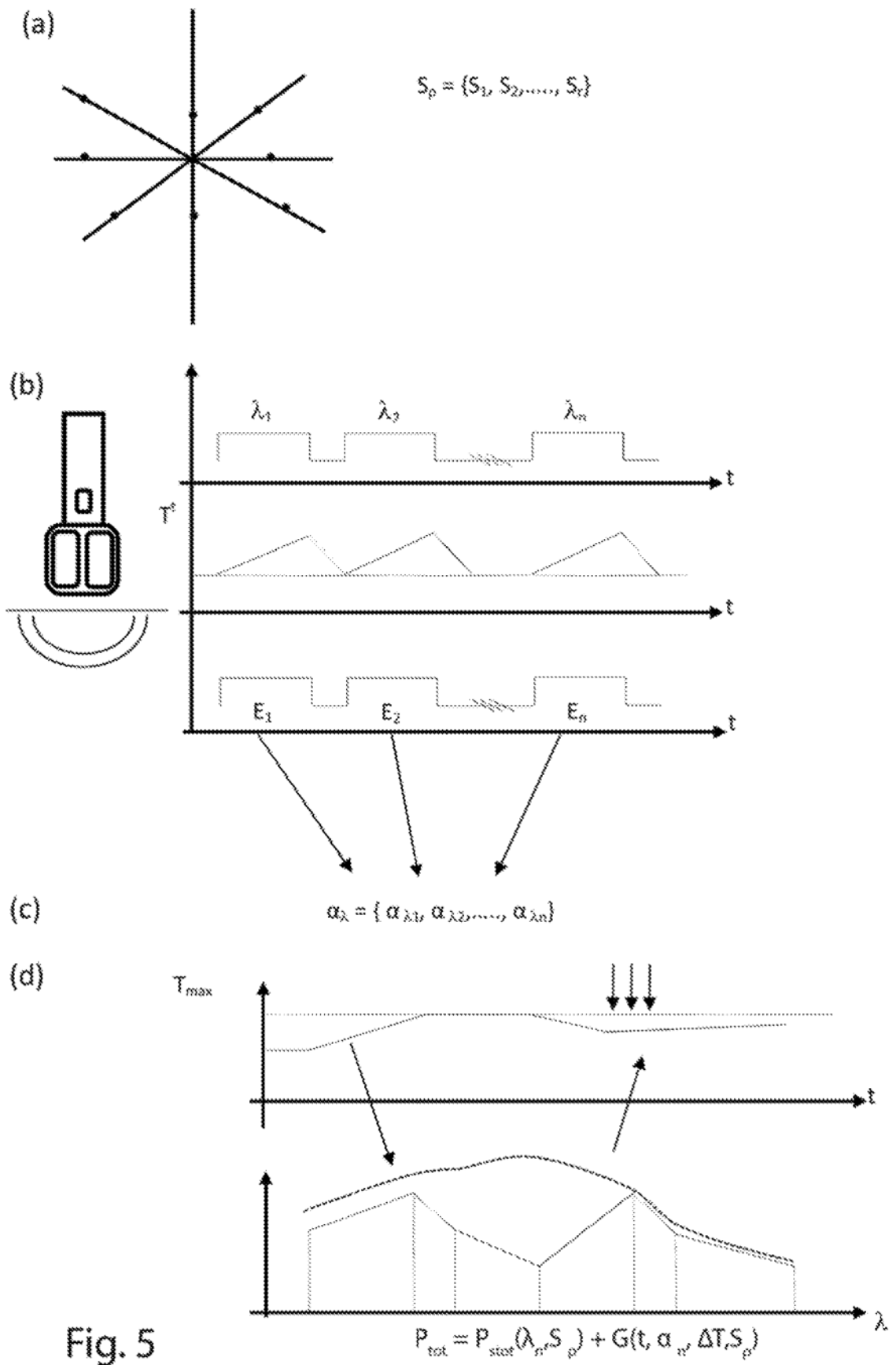


Fig. 5



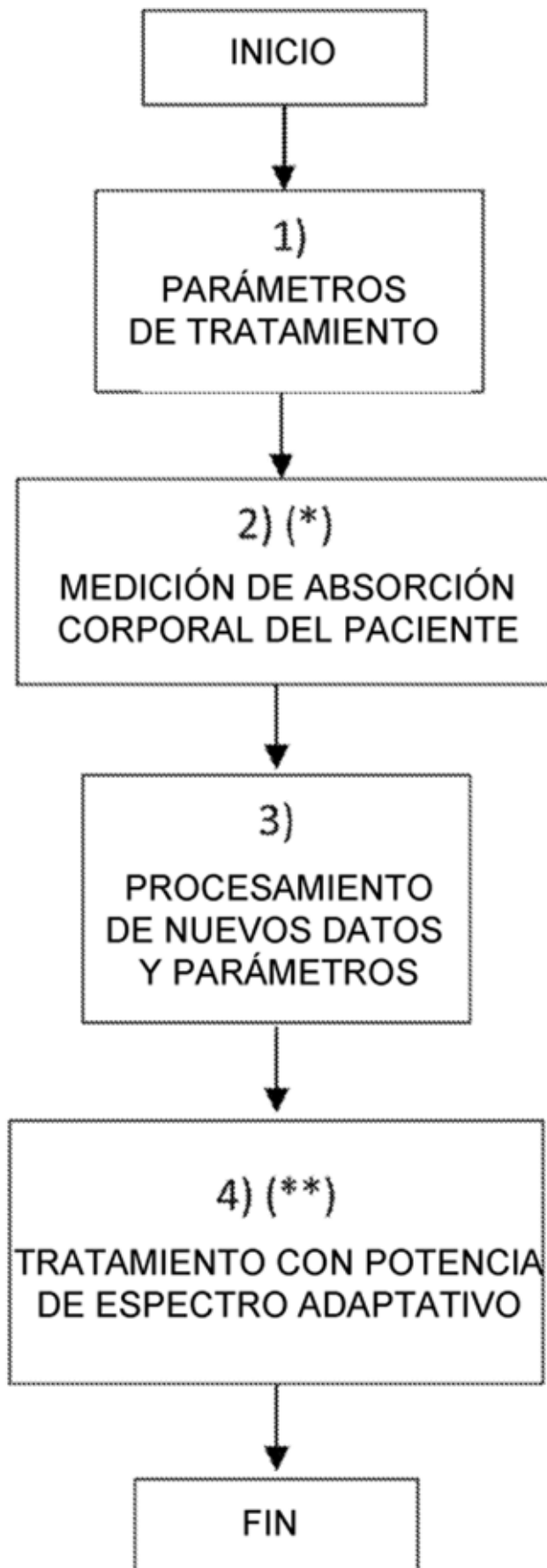


Fig. 6



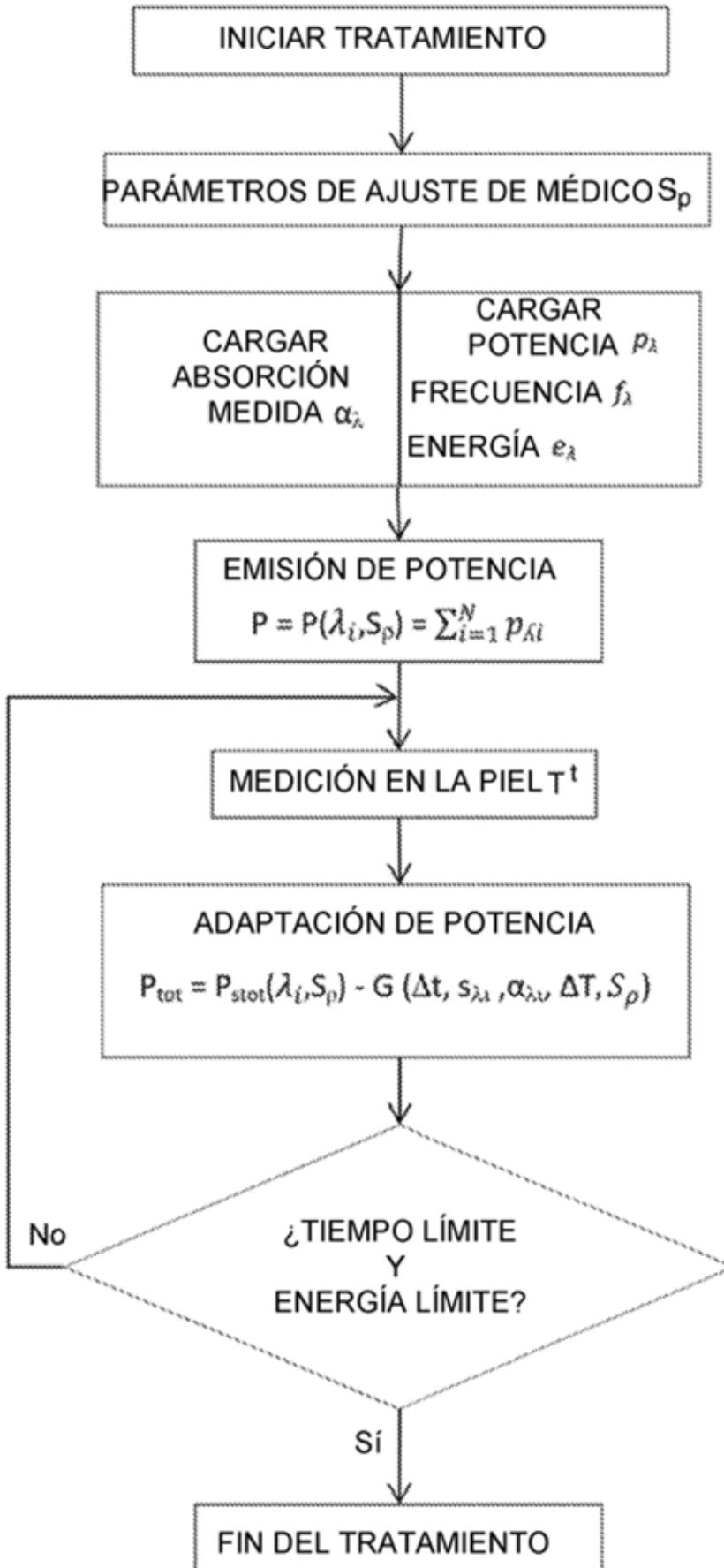


Fig. 8

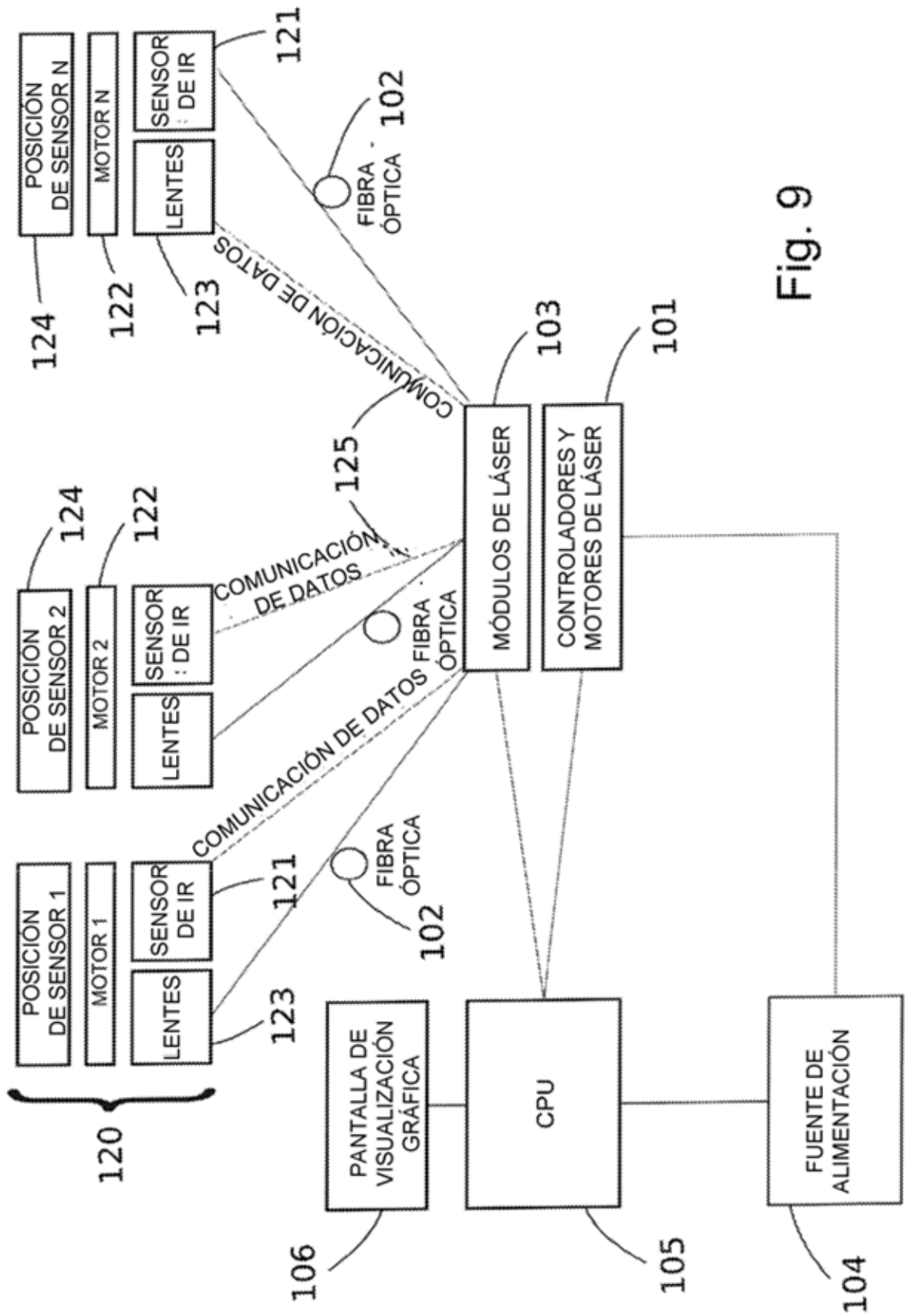


Fig. 9

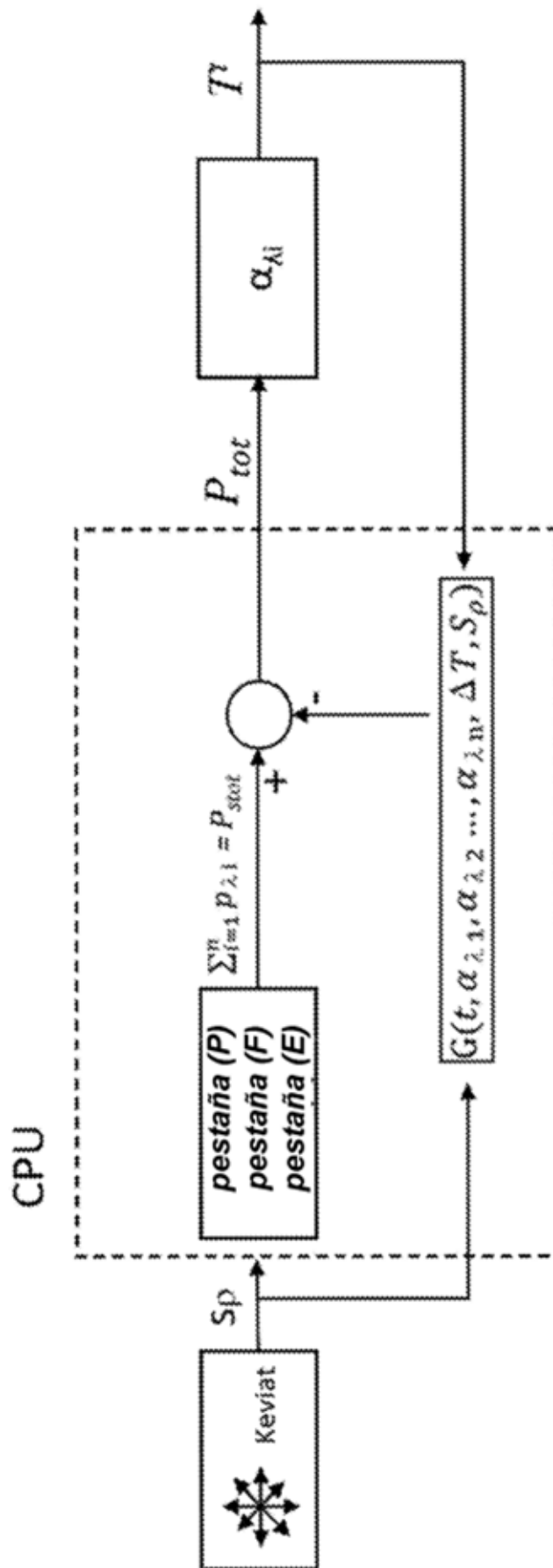


Fig. 10

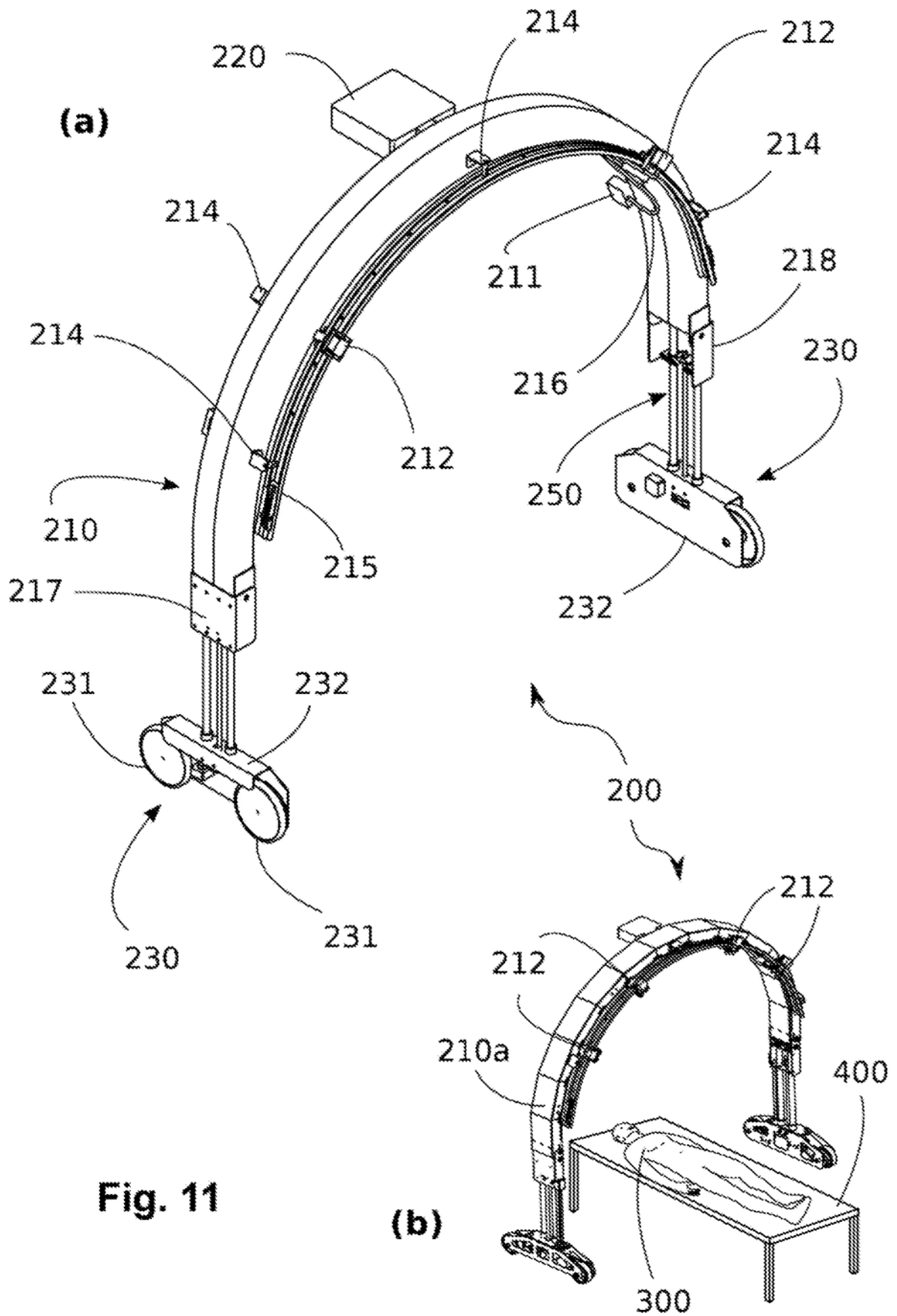
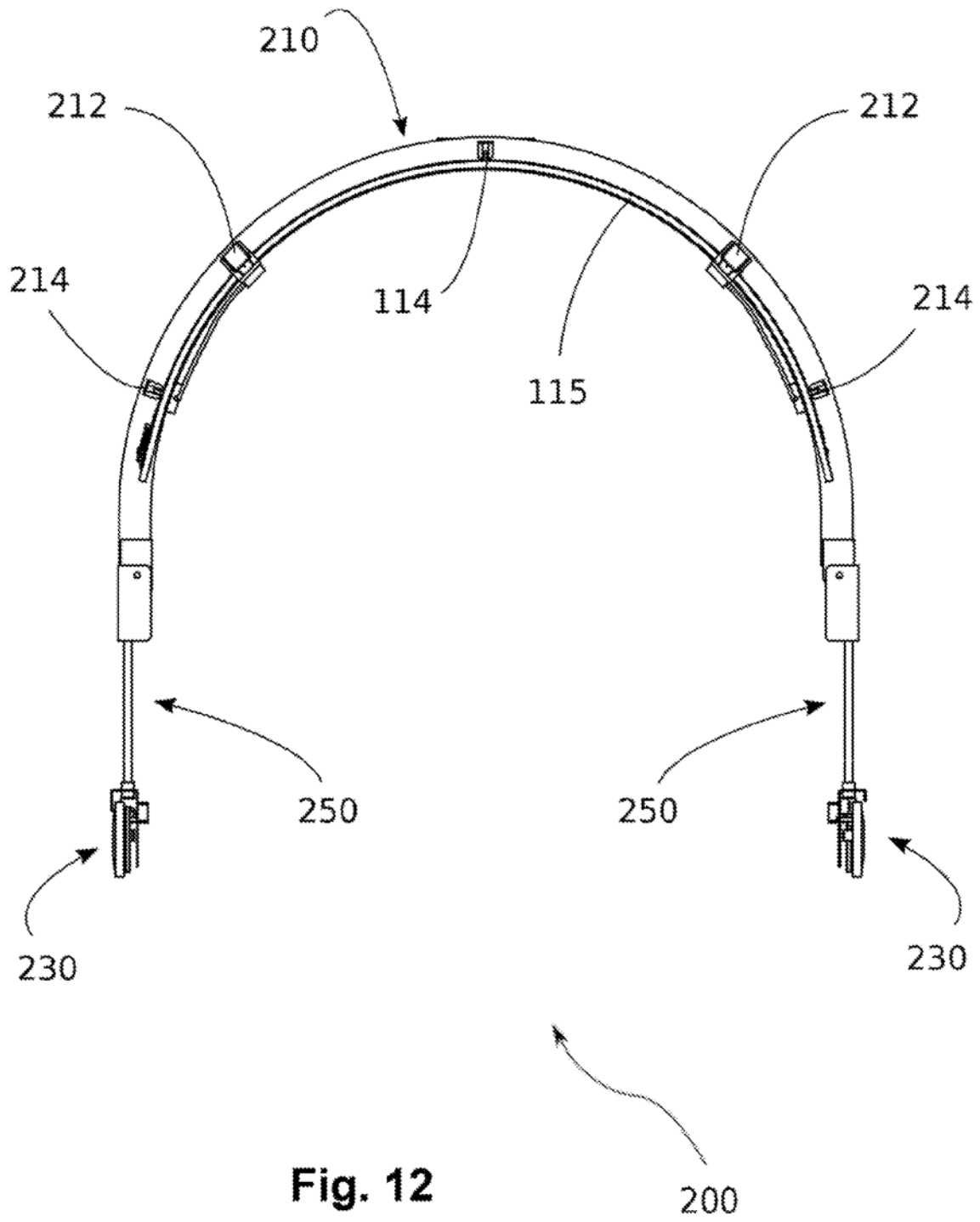
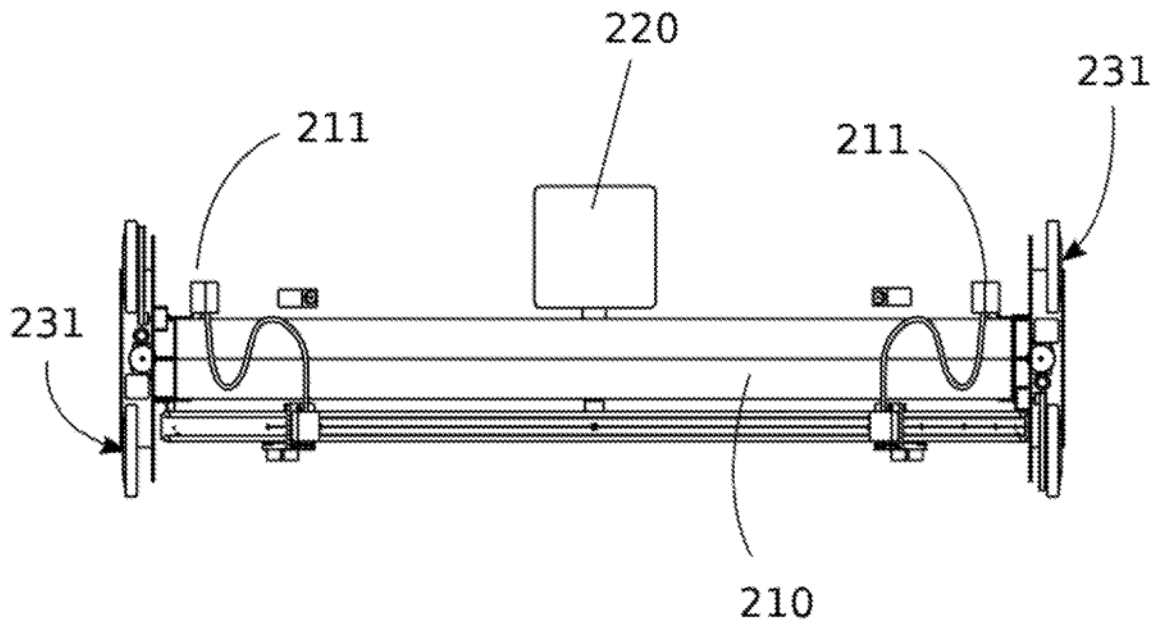
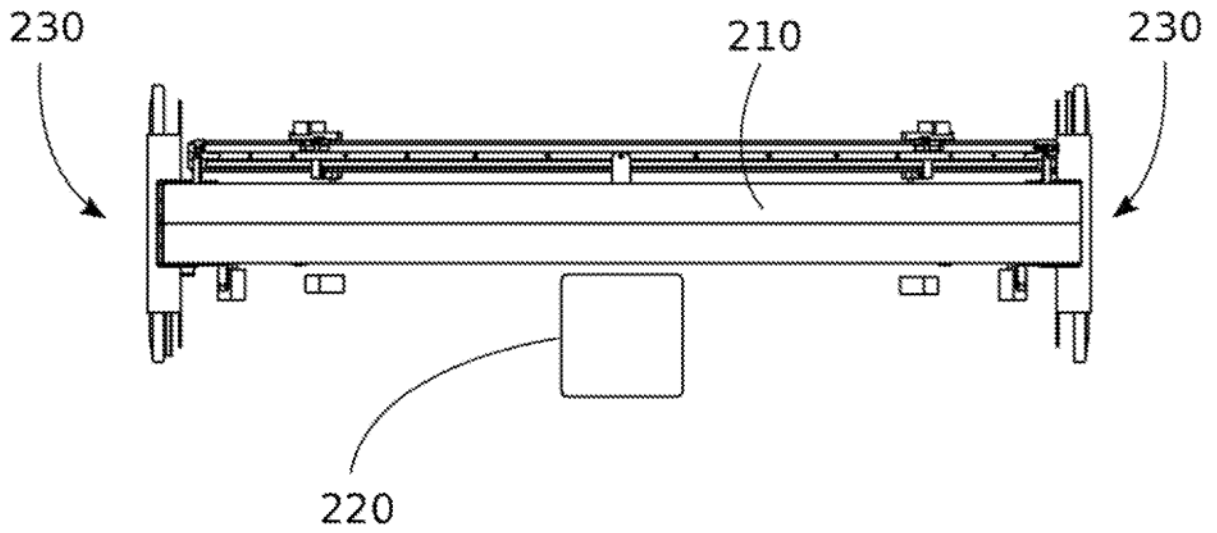


Fig. 11



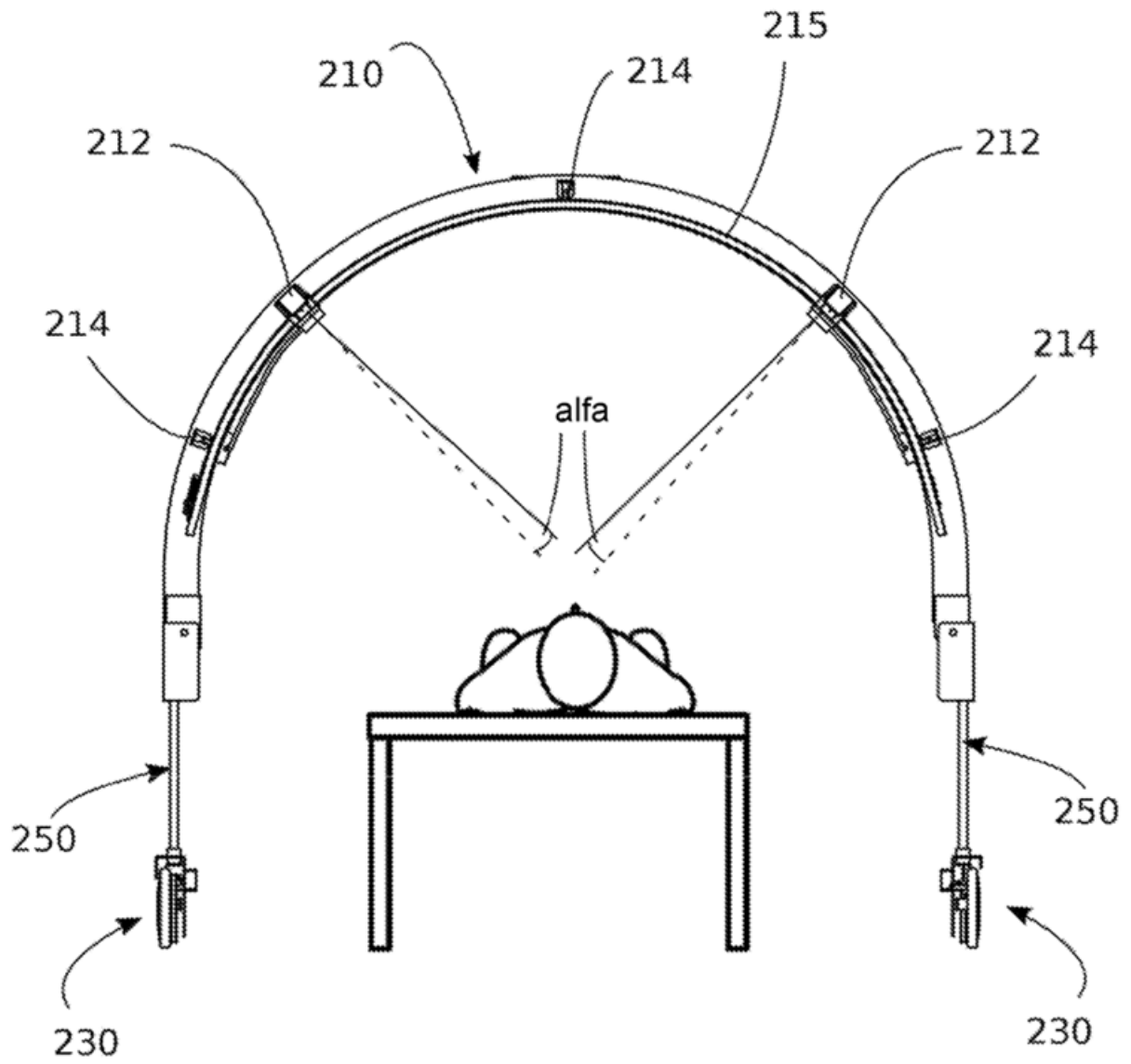


**Fig. 13**



**Fig. 14**





**Fig. 15**

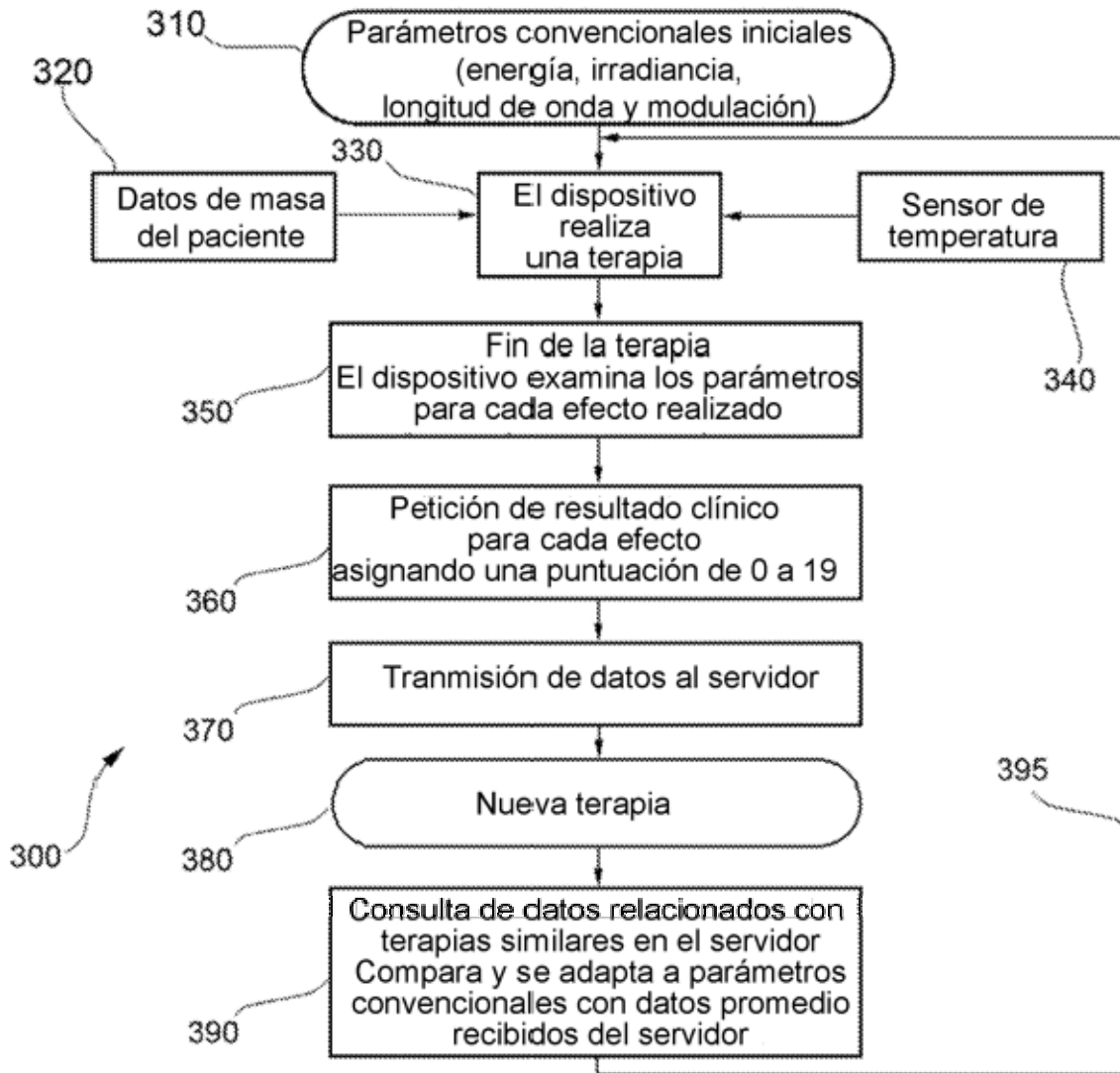


Fig. 16

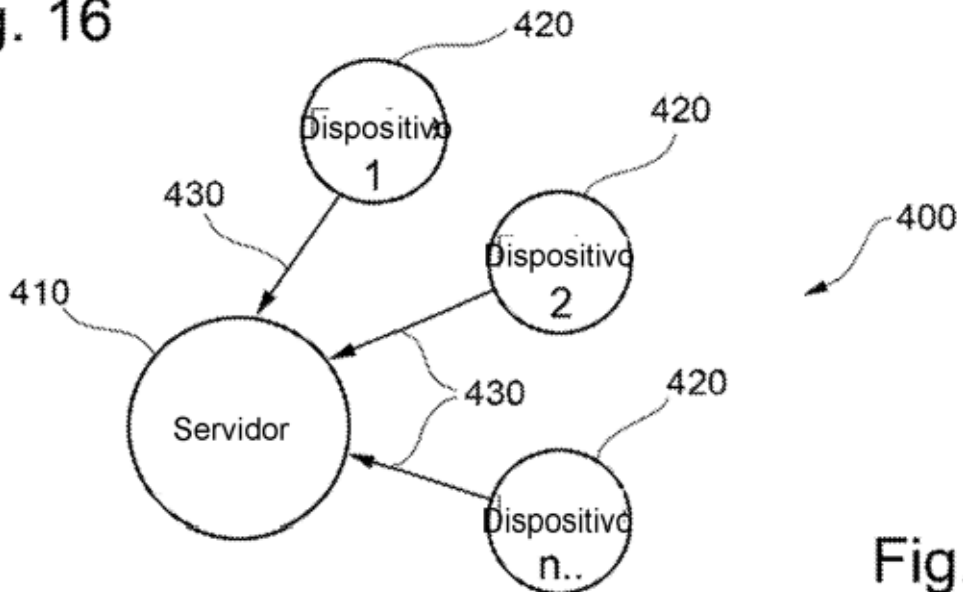


Fig. 17