

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 911 307**

51 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)
A61B 18/00 (2006.01)
A61B 18/14 (2006.01)
A61B 17/00 (2006.01)
A61N 1/32 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.05.2016** **E 16169862 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.03.2022** **EP 3097881**

54 Título: **Procedimiento para configurar un dispositivo y dispositivo para el tratamiento de tejido mediante al menos un electrodo al menos bipolar**

30 Prioridad:

28.05.2015 DE 102015108469

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.05.2022

73 Titular/es:

WELLCOMET GMBH (100.0%)
Am Mantel 4A
76646 Bruchsal, DE

72 Inventor/es:

KRUGLIKOV, DR. ILJA

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 911 307 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

Procedimiento para configurar un dispositivo y dispositivo para el tratamiento de tejido mediante al menos un electrodo al menos bipolar

5 La invención se refiere a un procedimiento para configurar un dispositivo para el tratamiento de tejidos mediante al menos un electrodo al menos bipolar según la reivindicación 1 y a un dispositivo para el tratamiento de tejido humano mediante corrientes de alta frecuencia según la reivindicación 4.

10 Se conoce generar un calentamiento de capas dérmicas o subcutáneas de tejido humano sometiendo el tejido a corrientes de alta frecuencia. Para ello, normalmente se coloca un aplicador sobre la piel, pudiendo comprender el aplicador un electrodo monopolar, bipolar o multipolar. Mediante este electrodo se introducen, por ejemplo, corrientes de radiofrecuencia (RF) en el tejido subcutáneo para generar un calentamiento específico.

Por el documento DE 102 24 154 A1 se conoce un dispositivo para la ablación electroquirúrgica de tejido corporal con un equipo de medición para medir la impedancia del tejido.

15 Por el documento DE 697 33 556 T2 se conoce un procedimiento para la electrocoagulación por contacto, en el que se selecciona una distancia entre electrodos y anchuras de los electrodos de manera que se consiga una ablación de profundidades predeterminadas en el tejido.

Por el documento EP 0 873 722 A1 se conoce un aparato para un tratamiento endocardiológico, en el que se puede realizar una medición ecocardiográfica del espesor del miocardio por medio de un transductor.

20 Por el documento DE 603 12 348 T2 se conoce una disposición de electrodos para sellar y cortar tejido y cómo influir sobre los parámetros de 1) la presión aplicada al vaso y 2) la distancia de separación entre las superficies de contacto con el tejido que son conductoras (electrodos), a través del espesor de un vaso que se ha de cerrar.

25 En muchas aplicaciones, es deseable lograr un calentamiento específico de la dermis o la grasa subcutánea mediante la aplicación de corrientes de alta frecuencia. Se conoce así por el documento US 2010/0211060 A1 un procedimiento en el que la frecuencia de las corrientes de alta frecuencia se selecciona en función del espesor de la capa de grasa sobre la que se van a aplicar. El documento US2008/183251A1 divulga un dispositivo para tratamientos cutáneos no invasivos mediante alimentación de energía RF.

Sin embargo, la aplicación a tejidos humanos, en particular con fines cosméticos, no terapéuticos, o con fines médicos, requiere un conocimiento preciso del calentamiento generado y del sitio del calentamiento generado, ya que de lo contrario se pueden producir daños en el tejido o no se consigue el efecto deseado en el área objetivo debido a un calentamiento insuficiente y/o un calentamiento en una capa no relevante.

30 Por lo tanto, la presente invención se basa en el objetivo de mejorar los procedimientos y dispositivos anteriormente conocidos para el tratamiento de tejidos mediante al menos un electrodo al menos bipolar en el sentido de que se controlen con mayor precisión la cantidad de energía introducida y el sitio del calentamiento.

35 Este objetivo se logra mediante un procedimiento para configurar un dispositivo para el tratamiento de tejido mediante al menos un electrodo al menos bipolar según la reivindicación 1. Configuraciones ventajosas de este procedimiento se encuentran en las reivindicaciones 2 y 3.

Por lo tanto, el al menos un electrodo está realizado como electrodo al menos bipolar que, por lo tanto, presenta al menos dos electrodos dispuestos a una distancia entre electrodos L .

40 En el procedimiento para configurar el dispositivo para el tratamiento de tejido mediante al menos un electrodo al menos bipolar se especifica una distancia entre electrodos L del electrodo bipolar, especificándose la distancia entre electrodos L en función

- del espesor d de una capa dérmica del tejido o datos correspondientes al mismo y/o
- de un coeficiente de reflexión k del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido o datos correspondientes al mismo.

45 La invención se basa en el siguiente hallazgo del solicitante: Las corrientes de alta frecuencia y, en particular, las corrientes de radiofrecuencia se utilizan en una gran variedad de procedimientos diferentes para tratar tejido humano. Se supone que el efecto fundamental de un tratamiento de este tipo de una capa objetivo deseada del tejido se basa en el calentamiento debido a las corrientes de alta frecuencia introducidas. Las capas objetivo pueden ser la capa dérmica y/o una capa de grasa más profunda (también llamada TABsc, tejido adiposo blanco subcutáneo).

50 Para lograr un aumento de temperatura suficiente en una capa objetivo del tejido (normalmente, la capa dérmica o la capa TABsc), se debe lograr una densidad de corriente correspondientemente alta en el área objetivo. En principio, hasta ahora se ha asumido que siempre se puede lograr una densidad de corriente suficientemente alta en el área objetivo deseada mediante la selección de parámetros apropiados tales como frecuencia y nivel de amplitud de las

corrientes de alta frecuencia. Sin embargo, las investigaciones y los cálculos realizados por el solicitante han demostrado que la estructura de capas del tejido influye significativamente en las rutas de circulación de las corrientes de alta frecuencia, por lo que el resultado del tratamiento depende significativamente de las propiedades eléctricas de las capas adyacentes del tejido, en particular depende de un coeficiente de reflexión eléctrica en la interfaz entre dos capas y/o del espesor de las capas individuales. Los cálculos han demostrado que pueden ser relevantes, en particular, el espesor de una capa dérmica del tejido y/o el coeficiente de reflexión del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido (en particular, en el límite capa dérmica/TABsc).

Estos cálculos realizados por el solicitante han demostrado que las diferentes propiedades eléctricas de la capa dérmica por un lado y de otras capas, en particular la capa TABsc, por otro lado, así como el coeficiente de reflexión entre estas capas, pueden influir significativamente en el patrón de flujo de corriente y, en consecuencia, tienen un efecto significativo sobre el sitio y la magnitud de un aumento de temperatura. Se comprobó que las suposiciones previas sobre el calentamiento selectivo de capas individuales, por ejemplo, la capa TABsc, ignoraban estos efectos antes mencionados, por lo que los parámetros asumidos hasta entonces no conducían al calentamiento deseado durante el tratamiento.

Para las frecuencias típicas utilizadas en los tratamientos de RF, la capa TABsc está protegida eléctricamente de la corriente aplicada externamente. Como resultado, una corriente de alta frecuencia aplicada a través de la piel por medio de un electrodo, por ejemplo, un electrodo bipolar, en la estructura de capas se concentra esencialmente en la capa dérmica, de modo que el calentamiento de la capa TABsc es significativamente menor de lo que se suponía hasta la fecha. Por consiguiente, resulta fundamental especificar por tanto la configuración del electrodo bipolar en función del espesor de la capa dérmica y/o del coeficiente de reflexión antes mencionado del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido. De este modo es posible un calentamiento considerablemente más preciso de un área deseada o de una capa deseada del tejido, en particular un calentamiento significativamente más preciso de la capa TABsc.

Los cálculos del solicitante han demostrado que, para situaciones de aplicación típicas, la distancia entre electrodos óptima del electrodo bipolar para el calentamiento máximo de un área de capa especificada en la capa TABsc difiere, al tener en cuenta correctamente los patrones de flujo de corriente, hasta en un factor de 2 de la distancia entre electrodos óptima supuesta hasta la fecha sin tener en cuenta la rutas de flujo de corriente influenciadas por las diferentes propiedades eléctricas de la capa dérmica y la capa TABsc.

Entra dentro del marco de la invención, en este sentido, especificar la distancia entre electrodos L en función tanto del espesor de la capa dérmica o datos correspondientes al mismo como del coeficiente de reflexión en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido o datos correspondientes al mismo. De este modo se logra un resultado optimizado.

También entra dentro del marco de la invención asumir que uno de los dos parámetros es constante y seleccionar únicamente el otro parámetro en función de las circunstancias específicas del tejido que se va a tratar.

Los estudios realizados por el solicitante han demostrado que, particularmente en el cuerpo humano, la influencia del espesor de la capa dérmica tiene un efecto significativo a la hora de especificar una distancia entre electrodos óptima del electrodo bipolar. Por tanto, en una forma de realización ventajosa, simplificada, el valor del coeficiente de reflexión se supone que es constante, es decir, independiente del valor específico del tejido que se esté tratando en ese momento, y la distancia entre electrodos del electrodo bipolar se elige en función del espesor de la capa dérmica del tejido que se esté tratando en ese momento.

Tras seleccionar la distancia entre electrodos L especificada, el dispositivo está configurado para tratar el tejido con corrientes de alta frecuencia. En este sentido puede tratarse de un tratamiento médico y/o cosmético, en particular no terapéutico. En particular, el procedimiento para configurar un dispositivo es adecuado para un tratamiento no terapéutico.

Una implementación especialmente sencilla de la configuración del dispositivo para el tratamiento de tejido se obtiene en una forma de realización preferida, proporcionándose una pluralidad de aplicadores para la selección, presentando cada aplicador al menos un electrodo al menos bipolar y siendo la distancia entre electrodos de los electrodos bipolares de dichos aplicadores diferente. De este modo, mediante la especificación de un aplicador específico se puede especificar la distancia entre electrodos L del electrodo bipolar.

En particular, resulta ventajoso que el aplicador concreto se especifique mediante la especificación de un signo de identificación, en particular un color de identificación. En esta forma de realización preferida, los aplicadores presentan, por tanto, diferentes símbolos de identificación, como por ejemplo números, designaciones, símbolos gráficos y/o colores y, en función del espesor de la capa dérmica y/o del coeficiente de reflexión anteriormente mencionado, se especifica por tanto el signo de identificación, como por ejemplo el color de identificación, de modo que el usuario pueda seleccionar fácilmente el aplicador con la distancia entre electrodos L óptima del electrodo bipolar. Se logra una simplificación adicional del manejo al especificarse el aplicador con la distancia entre electrodos L óptima mediante una señal óptica, en particular una señal luminosa en este aplicador, de modo que el usuario seleccione fácilmente el aplicador con la señal óptica activa.

También entra dentro del marco de la invención que se proporcione un aplicador con un dispositivo de electrodo bipolar en el que mediante una unidad de control pueden especificarse, en particular pueden ajustarse, diferentes distancias entre electrodos L entre los electrodos, y que la distancia entre electrodos L se especifique al configurarse la unidad de control a la distancia entre electrodos L . En este caso, tras introducir el parámetro tal como el espesor de la capa dérmica y/o el coeficiente de reflexión antes mencionado, la unidad de control se configura automáticamente de modo que el aplicador quede ajustado a la distancia entre electrodos L óptima.

En este sentido tiene lugar un manejo particularmente sencillo y sin errores al especificarse la distancia entre electrodos L en función del espesor d , estando prevista una unidad computacional en la que se introduce el espesor d (o datos correspondientes al mismo), preferiblemente por parte de un usuario, y estando la unidad computacional programada para especificar la distancia entre electrodos L en función del espesor d .

Por lo tanto, resulta fundamental en este sentido que la distancia entre electrodos del electrodo bipolar se seleccione en función del espesor d de la capa dérmica del tejido que se va a tratar en concreto.

Ventajosamente, en este sentido el espesor d del tejido se mide en el sitio de aplicación. Esto se puede hacer de una manera en sí conocida, en particular mediante medición por ultrasonidos (véase, por ejemplo, Krackowizer, P., Brenner, E. (2008) Dicke der Epidermis und Dermis, Phlebologie, 8, págs. 83-92). En este caso es particularmente ventajosa una automatización más amplia, de tal manera que se proporciona una unidad de medición y evaluación de espesor para determinar el espesor d a partir de los datos de medición de la unidad de medición de espesor, usándose el resultado de la medición de espesor automáticamente para determinar la distancia entre electrodos L . En esta forma de realización ventajosa, el usuario no tiene que introducir manualmente el espesor de la capa dérmica, sino que esta se determina automáticamente sobre la base de la medición de espesor efectuada.

El espesor d de la capa dérmica varía en particular en función del sitio de aplicación en el cuerpo humano. En una forma de realización ventajosa, por lo tanto, el espesor d se determina en función del sitio de aplicación en el cuerpo humano, en particular el sitio de aplicación en el rostro humano. De esta manera se puede lograr una simplificación en el sentido de que no se tiene que efectuar ninguna medición de espesor en el paciente que se esté tratando en ese momento. En lugar de ello, es posible recurrir a valores promedio del espesor de la capa dérmica en el sitio de tratamiento actual, como por ejemplo la frente, la mejilla u otra área del cuerpo humano. Estos valores promedio se pueden registrar en forma de tabla, por ejemplo, y el usuario puede seleccionarlos en consecuencia. Resulta particularmente ventajoso que el usuario introduzca el sitio de tratamiento en una unidad computacional que está programada de tal manera que determina la distancia entre electrodos L óptima entre los electrodos bipolares en función del sitio de tratamiento. En este caso, el sitio de tratamiento en el cuerpo humano constituye, por tanto, un dato que corresponde al espesor de la capa dérmica.

Un procedimiento para el tratamiento de tejido humano, en particular para el tratamiento no terapéutico de tejido humano, con al menos un electrodo al menos bipolar comprende las etapas de procedimiento de que, en una etapa de procedimiento a, se especifica una distancia entre electrodos L entre los electrodos del electrodo bipolar mediante el procedimiento descrito anteriormente para configurar un dispositivo para el tratamiento de tejido mediante al menos un electrodo al menos bipolar, en particular mediante una forma de realización preferida del mismo. En una etapa de procedimiento b tiene lugar entonces el tratamiento del tejido humano, en particular el tratamiento no terapéutico del tejido humano, mediante la aplicación de corrientes de alta frecuencia mediante el electrodo bipolar.

El objetivo en el que se basa la invención también se logra mediante un dispositivo para el tratamiento de tejido humano mediante corrientes de alta frecuencia según la reivindicación 4. Configuraciones ventajosas del dispositivo según la invención se encuentran en las reivindicaciones 5 y 6.

El dispositivo según la invención presenta un generador para generar corrientes de alta frecuencia, al menos un primer y al menos un segundo electrodo al menos bipolar. Los electrodos bipolares están conectados de manera eléctricamente conductora a un generador, presentando los dos electrodos bipolares una distancia entre electrodos L diferente.

Es fundamental que esté previsto un medio de especificación para especificar la distancia entre electrodos L en función

- del espesor d de una capa dérmica del tejido o datos correspondientes al mismo y/o
- de un coeficiente de reflexión k del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido o datos correspondientes al mismo.

El dispositivo según la invención permite, por tanto, un tratamiento considerablemente más preciso, ya que por primera vez influye en la configuración de un dispositivo de este tipo el hallazgo mencionado al principio de que para especificar con precisión el sitio del calentamiento deseado es fundamental la selección de la distancia entre electrodos L entre los electrodos en función de uno o de los dos parámetros anteriormente mencionados. De este modo se obtienen las ventajas mencionadas al principio.

En una configuración ventajosa, el dispositivo presenta un aplicador que está conectado de manera eléctricamente conductora al generador. El dispositivo presenta además al menos una primera tapa intercambiable con el primer

electrodo bipolar y una segunda tapa intercambiable con el segundo electrodo bipolar, tapas intercambiables que están configuradas de manera que pueden disponerse opcionalmente en el aplicador de tal manera que el electrodo bipolar de la tapa intercambiable dispuesta en la pieza de límite está conectado de manera eléctricamente conductora al generador.

- 5 En esta forma de realización preferida, la selección de la distancia entre electrodos L óptima se puede hacer, por tanto, seleccionando la tapa intercambiable correspondiente. En este sentido resulta especialmente ventajoso dotar a las tapas intercambiables de símbolos de identificación, por ejemplo, números, símbolos y/o marcas de color. Como ya se explicó en cuanto al procedimiento para configurar un dispositivo para el tratamiento de tejido, resulta ventajoso en este sentido que el dispositivo comprenda una unidad de visualización de identificador configurada para emitir, en función de la distancia entre electrodos L especificada, el identificador de la tapa intercambiable correspondiente.

Entra dentro del marco de la invención prever una pluralidad de tapas intercambiables con diferentes distancias entre electrodos, en particular en el intervalo de 5 a 20 tapas intercambiables.

- 15 En otra forma de realización preferida, el dispositivo presenta al menos un primer y un segundo aplicador, estando dispuesto el primer electrodo en el primer aplicador y el segundo electrodo en el segundo aplicador, y presentando cada aplicador un visualizador óptico, en particular un piloto luminoso. El medio de especificación está conectado eléctricamente con el visualizador óptico del aplicador y está configurado de tal manera que, en función de la distancia entre electrodos L especificada, se activa el visualizador óptico del aplicador correspondiente. De este modo es posible un uso especialmente sencillo y sin errores.

El medio de especificación presenta una unidad de entrada para la introducción

- 20 - del espesor d de una capa dérmica del tejido o datos correspondientes al mismo y/o
- de un coeficiente de reflexión k del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido o datos correspondientes al mismo.

- 25 El medio de especificación presenta además una unidad de evaluación para determinar la distancia entre electrodos L que se ha de especificar. La unidad de entrada y la unidad de evaluación pueden estar configuradas en particular como un ordenador disponible comercialmente con dispositivos de entrada y visualización correspondientes, tal como una pantalla, un teclado y/o pantallas táctiles.

- 30 La unidad de entrada está configurada preferiblemente para la introducción de datos correspondientes al espesor d , pudiendo un usuario seleccionar un sitio de aplicación en el cuerpo humano, en particular de entre una lista de tipos de aplicación especificada por la unidad de entrada. En esta forma de realización preferida, la operación se simplifica considerablemente en el sentido de que el usuario solo introduce el sitio de aplicación y, en función de esta entrada, que permite deducir el espesor d de la capa dérmica en el sitio de aplicación deseado, se especifica la distancia entre electrodos L del electrodo bipolar. Una posibilidad de introducción particularmente simple se obtiene en este sentido con una representación del cuerpo humano en una pantalla táctil y con la selección por parte del usuario del sitio de tratamiento deseado tocando en el área apropiada y, correspondientemente, se especifica la distancia entre electrodos L óptima para un espesor típico de la capa dérmica en ese sitio de tratamiento.

- 35 Se logra un aumento adicional en la precisión al comprender el dispositivo una unidad de medición de espesor para la medición de espesor del espesor d de la capa dérmica, por ejemplo, una unidad de medición de espesor por ultrasonidos, y estando la unidad de medición de espesor configurada para, en cooperación con el medio de especificación, reenviar un espesor d medido al medio de especificación, en particular automáticamente. Durante el uso, se determina el espesor en el sitio de tratamiento específico del tejido que se va a tratar, preferiblemente mediante medición por ultrasonidos y, a continuación, en función del espesor medido de la capa dérmica, se especifica una distancia entre electrodos L óptima del electrodo bipolar.

- 40 El dispositivo según la invención está configurado preferiblemente para llevar a cabo el procedimiento según la invención, en particular una forma de realización preferida del mismo. El procedimiento según la invención está configurado preferiblemente para ser realizado mediante el dispositivo según la invención, en particular una forma de realización preferida del mismo.

- 45 Según el tipo de aplicación, diferentes modelos de optimización pueden ser de interés para calentar la capa objetivo: Así, en un primer modelo de optimización por puntos, puede ser de interés determinar la distancia entre electrodos L óptima para el calentamiento a una profundidad z dada. Para otras aplicaciones, en un modelo de optimización por áreas, puede ser de interés determinar la distancia entre electrodos L óptima para el calentamiento de una capa profunda, es decir, un área profunda a partir de una profundidad h_1 hasta una profundidad h_2 .

- 50 A continuación se presenta, como forma de realización preferida, una fórmula y ejemplos numéricos para determinar la distancia entre electrodos óptima L para calentar a una profundidad z de la capa de grasa subcutánea TABsc. La profundidad z representa así la distancia en perpendicular a la superficie de la piel y medida desde la superficie de la piel (el límite de la piel hacia el exterior).

Los análisis y cálculos del inventor han mostrado que en este caso la distancia L óptima se puede obtener, por ejemplo, resolviendo numéricamente la siguiente fórmula 1:

$$\sum_{n=0}^{\infty} k^n \frac{4[2n + \mu]^2 - 2v^2}{\{v^2 + 4[2n + \mu]^2\}^{5/2}} = 0 \quad (\text{Fórmula 1})$$

5 En este caso, k designa el coeficiente de reflexión en la interfaz dermis/TABsc. Este coeficiente de reflexión se define según la siguiente fórmula 2:

$$k = \frac{\sigma_d - \sigma_s}{\sigma_d + \sigma_s} \quad (\text{Fórmula 2})$$

con las conductividades eléctricas σ_d de la capa dérmica y σ_s de la capa TABsc. Esto ya muestra que la distancia óptima no depende de los valores absolutos de las conductividades eléctricas de estas capas, sino solo de su relación según la definición del coeficiente de reflexión k .

10 μ representa la relación entre la profundidad deseada z y el espesor d de la capa dérmica según la fórmula 3:

$$z = \mu d \quad (\text{Fórmula 3})$$

v representa la relación entre la distancia L óptima de los electrodos y el espesor de la capa dérmica d según la fórmula 4:

$$L_1^{capa} = vd \quad (\text{Fórmula 4})$$

15 Para que el modelo tomado como base sea más claro, L también se designa como L_1^{capa} .

Si ahora, por ejemplo, el usuario especifica el espesor d de la capa dérmica y el coeficiente de reflexión k entre la capa dérmica y la capa TABsc, puede determinarse la distancia entre electrodos L óptima para la aplicación mediante procedimientos numéricos en sí conocidos según la fórmula 1 anterior para una profundidad z en la capa TABsc especificada por el usuario y tenerse en cuenta de manera correspondiente durante la aplicación.

20 Básicamente, entra dentro del marco de la invención que estén previstas una pluralidad de distancias entre electrodos discretas, por ejemplo, debido a la previsión de una pluralidad de tapas intercambiables con diferentes distancias entre electrodos tal como se describió anteriormente o, por ejemplo, de múltiples aplicadores con diferentes distancias entre electrodos. En estos casos, la optimización se lleva a cabo preferiblemente de tal manera que la distancia entre electrodos existente que esté más próxima a la distancia óptima calculada se usa para la aplicación o se le indica correspondientemente al usuario, por ejemplo especificándole la tapa intercambiable correspondiente o la identificación del aplicador correspondiente.

30 Para la mejor optimización posible de la distancia entre electrodos resulta ventajoso que se especifiquen tanto el coeficiente de reflexión k como el espesor d de la capa dérmica en función del sitio de aplicación respectivo y que, en función de estos dos parámetros, tal y como se describió anteriormente, se determine la distancia entre electrodos óptima. Sin embargo, las investigaciones del inventor han mostrado que la dependencia del espesor de la capa dérmica conduce a una mayor variación de la distancia entre electrodos L óptima en comparación con la variación del coeficiente de reflexión para sitios de aplicación típicos en el cuerpo humano. Por lo tanto, en una configuración ventajosa, el coeficiente de reflexión se supone que es constante, es decir, independiente del sitio de aplicación, y solo se selecciona el espesor de la capa dérmica en función del sitio de aplicación. En este caso, el coeficiente de reflexión k puede suponerse preferiblemente que es de 0,905.

La Tabla 1 siguiente muestra resultados a modo de ejemplo obtenidos a partir del análisis numérico de la fórmula 1:

Tabla 1

$\mu = z/d$	$v = L_1^{capa}/d$	L_1^{capa}/L_1^{hom}
1	1,487	1,051
2	3,272	1,157
3	5,250	1,237
4	7,275	1,286

En la primera columna se indica la relación μ , que representa la relación entre la profundidad z deseada y el espesor d de la capa dérmica. Por lo tanto, un valor $\mu=1$ significa que se desea una optimización para una profundidad en la capa TABsc, que corresponde al límite capa dérmica/capa TABsc. En la columna 2 se indica la relación v entre la distancia entre electrodos L óptima y el espesor de la capa dérmica. El valor 1,487 para $\mu = 1$ significa que en este caso los electrodos se encuentran, en el caso óptimo, a una distancia que corresponde a 1,487 veces el espesor de la capa dérmica. Para ilustrar la relevancia de la presente invención, se indica en la tercera columna un valor de optimización que se obtendría si se ignorara la inhomogeneidad de la conductividad eléctrica en la dermis y la capa TABsc y, por lo tanto, se supusiera que todo el tejido es homogéneo en cuanto a conductividad eléctrica. Se indica la relación entre la distancia L óptima determinada según la presente invención y la distancia L^{hom} que se obtendría si se supusiera que el tejido es eléctricamente homogéneo.

La Tabla 1 muestra que, por ejemplo, con una optimización deseada para una profundidad que corresponde a cuatro veces la capa dérmica (última fila de la tabla), la desviación de la distancia entre electrodos óptima según la presente invención en comparación con los valores asumidos anteriormente asciende a más del 28 %!

Como ejemplo numérico, se puede suponer un espesor típico de la capa dérmica de 0,5 mm. Si ahora se desea un tratamiento en la capa TABsc a una profundidad de 1 mm, es decir, una optimización de la distancia entre electrodos de tal manera que se produzca una entrada de energía máxima a una distancia de 0,5 mm en la capa TABsc con respecto a la capa límite dermis/capa TABsc, la distancia entre electrodos óptima se obtiene de la columna 2 de la Tabla 1: μ es 2 en este caso y, por lo tanto, la relación entre L y el espesor d de la capa dérmica es de 3,272 según la Tabla 1. Con un espesor de 0,5 mm de la capa dérmica, esto da como resultado una distancia entre electrodos L óptima para esta aplicación deseada de 1,636 mm.

Como se explicó anteriormente, la Tabla 1 proporciona ejemplos de cálculo para un coeficiente de reflexión $k = 0,905$ que se supone constante, es decir, independiente del sitio.

La Tabla 2 siguiente ilustra la dependencia del coeficiente de reflexión:

Tabla 2

k	$v = L_1^{capa}/d$	L_1^{capa}/L_1^{hom}
0,950	3,323	1,175
0,905	3,272	1,157
0,800	3,178	1,124
0,700	3,109	1,099

La tabla 2 representa la distancia entre electrodos óptima para un tratamiento deseado a una profundidad que corresponde al doble del espesor de la capa dérmica para diferentes coeficientes de reflexión k . El coeficiente de reflexión k se indica por consiguiente en la primera columna. Al igual que en la tabla 1, la segunda columna muestra la relación entre la distancia entre electrodos L óptima y el espesor d de la capa dérmica. La columna 3 muestra igualmente, al igual que en la tabla 1, la relación entre la distancia entre electrodos L óptima determinada según la presente invención y la Fórmula 1 y una distancia entre electrodos L^{hom} determinada suponiendo que el tejido tiene una conductividad eléctrica homogénea.

La columna 2 según tabla 2 con $k = 0,905$ corresponde por tanto a las especificaciones de los cálculos de la Tabla 1 con $\mu = 2$.

Como otro ejemplo de realización, a continuación se indica una fórmula de cálculo si quiere obtenerse una optimización de la distancia entre electrodos para un intervalo de profundidad en la capa TABsc, en donde el intervalo de profundidad lo especifica el usuario comenzando con una primera profundidad h_1 y terminando con una segunda

profundidad h_2 . De manera análoga a la profundidad z , las profundidades $h_{1,2}$ representan la distancia en perpendicular a la superficie de la piel en la capa TABsc desde la superficie de la piel.

La distancia entre electrodos L óptima se obtiene en este caso mediante la siguiente Fórmula 5

$$\sum_{n=0}^{\infty} k^n \left\{ \frac{2n + \mu_1}{v^2 + 4(2n + \mu_1)^2} - \frac{2n + \mu_2}{v^2 + 4(2n + \mu_2)^2} \right\} = 0 \quad (\text{Fórmula 5})$$

- 5 Al igual que en la Fórmula 1, en este caso k designa el coeficiente de reflexión según la Fórmula 2. μ_1 designa, análogamente a la Fórmula 3, la relación entre h_1 y el espesor de la capa dérmica y, en consecuencia, μ_2 designa la relación entre h_2 y el espesor de la capa dérmica:

$$h_{1,2} = \mu_{1,2} d \quad (\text{Fórmula 6})$$

- 10 Para que el modelo tomado como base sea más claro, L también se designa como L_2^{capa} . L_2^{capa} se obtiene, por ejemplo, a partir de la resolución numérica de la Fórmula 5, en donde v indica también en este caso la relación entre la distancia L óptima de los electrodos y el espesor de la capa dérmica d :

$$L_2^{capa} = vd \quad (\text{Fórmula 7})$$

- 15 En la Tabla 3 se indica, para diferentes coeficientes de reflexión k y diferentes capas especificadas $[h_1, h_2]$ ("banda"), de nuevo en la columna 3 la relación v entre la distancia entre electrodos L_2^{capa} óptima resultante y el espesor de la capa dérmica d y en la columna 4 la relación entre la distancia entre electrodos óptima y una distancia entre electrodos L_2^{capa} determinada suponiendo que el tejido tiene una conductividad eléctrica homogénea.

Tabla 3

k	Banda	L_2^{capa}/d	L_2^{capa}/L_2^{hom}
0,800	$[d, 2d]$	4,205	1,487
0,905	$[d, 2d]$	5,203	1,840
0,950	$[d, 2d]$	6,386	2,258
0,800	$[2d, 3d]$	7,706	1,573
0,905	$[2d, 3d]$	9,781	1,997
0,950	$[2d, 3d]$	12,182	2,487

- 20 Por ejemplo, si se desea una optimización para una subcapa de la capa TABsc, comenzando con una profundidad igual al espesor de la capa dérmica d y terminando con una profundidad igual al doble del espesor de la capa dérmica $2d$, se obtiene entonces para un coeficiente de reflexión k típico de 0,905 según la línea 2 de la Tabla 3, por lo tanto, una relación de 5,203 entre la separación entre electrodos óptima y la capa dérmica. Si, por ejemplo, para un espesor de 0,5 mm de la capa dérmica, se desea un calentamiento óptimo a una profundidad de 0,5 mm a 1 mm en la capa TABsc, entonces, según la línea 2, la relación entre la distancia entre electrodos L óptima y el espesor de la capa dérmica es de 5,203 y, por lo tanto, en este caso la distancia entre electrodos óptima es de 2,601 mm. Según la
- 25 columna 4, línea 2, de la Tabla 3, jete resultado se desvía en más del 125 % del resultado cuando se supone una conductividad eléctrica homogénea del tejido!

En consecuencia, dados los parámetros anteriormente mencionados, pero un calentamiento óptimo deseado de 1 mm a 1,5 mm de la capa TABsc, según la fila 5 de la Tabla 3, la distancia entre electrodos óptima sería 9,781 veces el espesor de la capa dérmica, es decir, aproximadamente 4,890 mm.

- 30 Distancias L óptimas típicas entre los electrodos (es decir, los electrodos individuales) de un electrodo bipolar se sitúan en el intervalo de 0,5 mm a 10 mm, en particular de 1 mm a 5 mm. Por lo tanto, las distancias L de los electrodos bipolares del dispositivo según la invención se sitúan preferiblemente, en particular en una forma de realización preferida del mismo, en este intervalo.

- 35 Como se describió anteriormente, los electrodos al menos bipolares presentan, por tanto, al menos dos electrodos (también llamados electrodos individuales) dispuestos con una distancia entre electrodos L .

La superficie de contacto de cada electrodo para aplicar corriente en el tejido puede presentar diferentes formas: En particular resulta ventajosa una superficie de contacto circular, que puede producirse técnicamente sin complicaciones. Asimismo, la superficie de contacto puede estar configurada linealmente, de manera que se extienda de forma alargada, estando dispuestos en este caso los dos electrodos discurrendo preferiblemente en paralelo uno al lado del otro. Las superficies de contacto circulares presentan preferiblemente un diámetro en el intervalo de 0,5 mm a 10 mm, en particular en el intervalo de 1 mm a 3 mm.

Además, un electrodo puede comprender varias superficies de contacto. En particular, es ventajoso configurar un electrodo con varias superficies de contacto preferiblemente circulares, que estén dispuestas preferiblemente linealmente, a modo de una línea de puntos. También en este caso, los dos electrodos configurados en forma de línea de puntos están dispuestos preferiblemente en paralelo. Las superficies de contacto individuales de un electrodo podrían presentar en este caso una distancia (entre los puntos centrales de las caras) en el intervalo de 0,5 mm a 10 mm, preferiblemente de 1 mm a 5 mm.

La distancia entre electrodos L designa preferiblemente, y en particular con los cálculos anteriores, la distancia entre los puntos centrales de las caras de los dos electrodos.

Pueden estar dispuestos varios electrodos bipolares unos al lado de otros en un aplicador, de modo que se puedan aplicar corrientes a un área de superficie más grande al mismo tiempo.

Los parámetros de las corrientes, que se introducen en el tejido mediante los electrodos, pueden corresponder a parámetros en sí conocidos, en particular parámetros conocidos en el tratamiento de RF. Las frecuencias de las corrientes de RF se sitúan preferiblemente en el intervalo de 0,5 MHz a 10 MHz, en particular de 1 MHz a 5 MHz.

Otras características y formas de realización preferidas se explican a continuación con ayuda de ejemplos de realización y las figuras. A este respecto, muestra:

la figura 1 un primer ejemplo de realización de un dispositivo según la invención con tapas intercambiables para un aplicador;

la figura 2 un segundo ejemplo de realización de un dispositivo según la invención con dos aplicadores,

la figura 3 un tercer ejemplo de realización de un dispositivo según la invención con una unidad para medir el espesor de la capa dérmica y

la figura 4 otro ejemplo de realización de un aplicador con una pluralidad de electrodos bipolares.

Las figuras muestran representaciones esquemáticas que no están a escala. Las mismas referencias en las figuras designan elementos iguales o equivalentes.

El primer ejemplo de realización de un dispositivo para el tratamiento de tejido humano mediante corrientes de alta frecuencia, representado en la figura 1, presenta un generador 1 para la generación de corrientes de alta frecuencia. El generador 1 está conectado a un aplicador 3 a través de un cable flexible. El aplicador 3 presenta una tapa intercambiable con un electrodo bipolar, mostrándose en la figura 1 a continuación a modo de ejemplo cuatro tapas intercambiables 4a a 4d, de las cuales puede disponerse una opcionalmente en el aplicador 3.

El dispositivo según la figura 1 presenta además un medio de especificación 2 para especificar una distancia entre electrodos L en función de un espesor d de una capa dérmica del tejido al que se van a aplicar corrientes de alta frecuencia.

El medio de especificación 2 presenta además medios de entrada, mediante los cuales el usuario puede especificar otros parámetros del tratamiento, como por ejemplo la frecuencia y la amplitud de las corrientes de alta frecuencia. En el presente caso, los medios de entrada están configurados como una pantalla táctil, aunque también son posibles otras configuraciones como, por ejemplo, un teclado.

Las tapas intercambiables presentan en cada caso al menos un electrodo bipolar, con un electrodo izquierdo y un electrodo derecho. El electrodo izquierdo está designado, a modo de ejemplo para la tapa intercambiable 4a, como l y el electrodo derecho como r . El electrodo bipolar presenta una distancia entre electrodos L . Esta está designada, a modo de ejemplo para la tapa intercambiable 4a, como L_{4a} y para la tapa intercambiable 4d como L_{4d} . Las tapas intercambiables 4a a 4d presentan, por tanto, diferentes distancias entre electrodos L por parejas.

El usuario introduce ahora en el medio de especificación 2 un espesor d de la capa dérmica del tejido en el sitio que se va a tratar. Introduce asimismo una profundidad z a la que debe tener lugar el calentamiento mediante introducción de energía en una capa TABsc por debajo de la capa dérmica. El medio de especificación 2 comprende una unidad computacional que, mediante análisis numérico de la fórmula 1, calcula, en función del espesor d especificado y la profundidad z deseada, una distancia entre electrodos L óptima. Para ello está especificado un coeficiente de reflexión $k = 0,905$ fijo. Sin embargo, este coeficiente de reflexión puede ser cambiado por el usuario en caso necesario.

Además, las distancias entre electrodos L de los electrodos bipolares de las tapas intercambiables 4a a 4d están especificadas en la unidad computacional del medio de especificación 2. La unidad computacional determina la tapa de electrodo que presenta la distancia entre electrodos L más próxima a la distancia entre electrodos óptima determinada y emite al usuario un correspondiente identificador de esta tapa de electrodo. En el presente caso, las tapas de electrodo están designadas con las letras a, b, c y d y, en consecuencia, la letra de la tapa intercambiable que se aproxima más a la distancia entre electrodos óptima se muestra en el medio de especificación. Alternativamente, son posibles otros identificadores, en particular identificadores de color, para seleccionar las tapas intercambiables.

El usuario ahora toma la tapa intercambiable indicada por los medios de especificación y la coloca en el aplicador 3. El aplicador 3 y la tapa intercambiable están configurados de tal manera que, cuando el usuario la coloca, se establece una conexión eléctricamente conductora entre el electrodo bipolar de la tapa intercambiable y el aplicador 3 y, por tanto, a través del cable flexible con el generador 1.

A continuación, el usuario, mediante el aplicador 3, coloca el electrodo bipolar de la tapa intercambiable colocada en este aplicador sobre el tejido para aplicar al tejido corrientes de alta frecuencia generadas por el generador 1.

En el presente caso, las tapas intercambiables 4a a 4d presentan las siguientes distancias L y los siguientes diámetros de las superficies de contacto de los electrodos del respectivo electrodo bipolar:

Tabla 4

Tapa intercambiable	Distancia entre electrodos L [mm]	Diámetro de electrodo [mm]
4a	4,5	1,5 (1 a 2)
4b	3	1,0 (0,8 a 1,2)
4c	1,5	0,4 (0,3 a 0,6)
4d	1	0,3 (0,2 a 0,4)

Además del valor específico del ejemplo de realización, se indica en cada caso entre paréntesis un intervalo de valores preferido para los diámetros de electrodo.

El tratamiento mediante corrientes de alta frecuencia puede tener lugar durante un período de tiempo predeterminado con la frecuencia y amplitud especificadas. También es posible especificar programas con frecuencias variables en el medio de especificación 2 que controla el generador 1 en consecuencia. En particular, son ventajosas frecuencias variables de manera análoga al cambio de frecuencias descrito en el documento WO 2009/112181.

La especificación del espesor d de la capa dérmica por el medio de especificación 2 puede tener lugar mediante datos correspondientes al espesor d de la capa dérmica.

Para ello, el usuario únicamente especifica el sitio de tratamiento en el cuerpo humano, por ejemplo, la mejilla, la frente, el cuello u otros sitios. Aquí es ventajoso que el medio de especificación especifique una lista de selección con diferentes sitios de tratamiento en el cuerpo humano, de los cuales el usuario selecciona un sitio de tratamiento. Un espesor típico de la capa dérmica está almacenado en el medio de especificación 2 para el sitio de tratamiento respectivo, que luego se usa para determinar la distancia entre electrodos L óptima del electrodo bipolar.

Sin embargo, dado que el espesor de la capa dérmica varía según las personas, incluso en los mismos sitios de tratamiento en el cuerpo humano, es ventajoso para aumentar la precisión que el usuario especifique el espesor de la capa dérmica d en el sitio de tratamiento de la persona concreta que va a ser tratada. Para ello, el usuario puede disponer ventajosamente de un aparato separado para medir el espesor de la capa dérmica.

En una variante del primer ejemplo de realización descrito anteriormente, el medio de especificación 2 está especificado únicamente como tabla, por ejemplo en formato papel. La tabla presenta para un coeficiente de reflexión eléctrica constante $k = 0,905$ diferentes valores de espesor para la capa dérmica y diferentes profundidades z a las que debería tener lugar un calentamiento óptimo de la capa TABsc. El usuario ahora busca la línea en la tabla que presenta tanto el espesor de la capa dérmica más próximo como la profundidad z más próxima para el espesor actual en el sitio de tratamiento y la profundidad de tratamiento deseada. La tapa intercambiable que presenta la mejor distancia entre electrodos L del electrodo bipolar para esta combinación de parámetros se indica en cada caso en esta línea. A continuación, el usuario puede colocar la tapa intercambiable indicada en el aplicador 3 y empezar con la aplicación tal y como se ha explicado anteriormente.

La figura 2 muestra un segundo ejemplo de realización de un dispositivo según la invención. Para evitar repeticiones, a continuación se describen las diferencias esenciales con el primer ejemplo de realización según la figura 1:

El dispositivo según la figura 2 presenta también un generador 1 y un medio de especificación 2. Sin embargo, el generador 1 está conectado a un primer aplicador 3a ya un segundo aplicador 3b en cada caso a través de líneas eléctricas flexibles. Una vista en planta de la superficie de tratamiento de los respectivos aplicadores 3a y 3b se muestra en la figura 2 a continuación. Se puede ver aquí que el electrodo bipolar del aplicador 3a presenta una mayor distancia entre electrodos L_{3a} con respecto al electrodo bipolar del aplicador 3b con una distancia entre electrodos L_{3b} , en este caso $L_{3a} = 4,5 \text{ mm}$ y $L_{3b} = 1 \text{ mm}$.

También en este segundo ejemplo de realización, el medio de especificación 2 determina, en función del espesor d de la capa dérmica, la distancia entre electrodos L óptima y el aplicador más próximo a esta, que presenta la distancia entre electrodos L que se aproxima más a la distancia entre electrodos óptima. En función de este resultado, por ejemplo, se enciende una luz LED en el aplicador seleccionado, de modo que el usuario con ayuda de esta señal óptica selecciona el aplicador con la distancia entre electrodos L más adecuada para la aplicación.

En la figura 3 se representa un tercer ejemplo de realización que es esencialmente igual al ejemplo de realización según la figura 1. Aquí también están previstos un generador 1 y un medio de especificación 2, así como un aplicador 3, estando configurado el aplicador 3 para alojar una de las tapas intercambiables 4a a 4d representadas en la figura 1 de forma análoga a la descripción según la figura 1.

A diferencia del dispositivo representado en la figura 1, el dispositivo según el ejemplo de realización representado en la figura 3 presenta, adicionalmente, una unidad de medición de espesor 5 para medir el espesor de la capa dérmica, la cual está conectada al medio de especificación 2.

La unidad de medición de espesor está realizada como una unidad de medición por ultrasonidos. El usuario primero usa la unidad de medición de espesor 5 para medir el espesor de la capa dérmica en el sitio de tratamiento. El resultado de la medición se transmite automáticamente al medio de especificación 2 que, como se describe en la figura 1, determina la distancia entre electrodos óptima L en función de ello y determina la tapa intercambiable más próxima.

Además de las funcionalidades descritas en el primer ejemplo de realización, este ejemplo de realización también presenta una opción de selección para que el usuario pueda especificar opcionalmente o bien una profundidad en la capa TABsc en la que debe tener lugar el calentamiento óptimo o bien un intervalo de profundidades que comienza con una primera profundidad h_1 hasta una segunda profundidad h_2 en la capa TABsc, en donde h_1 es menor que h_2 . Si el usuario selecciona este modo, la distancia entre electrodos óptima se determina como se describió anteriormente en relación con la Fórmula 4.

La figura 4 muestra otro ejemplo de realización de un aplicador que comprende varios electrodos bipolares. Además, cada electrodo está configurado en forma de línea recta punteada con una pluralidad de superficies de contacto circulares.

La figura 4 muestra la vista en planta de la superficie de aplicación del aplicador, que se coloca sobre el tejido durante el uso. El aplicador según el ejemplo de realización representado en la figura 4 presenta cinco electrodos bipolares bE1 a bE5. Cada uno de estos cinco electrodos bipolares presenta en cada caso un electrodo izquierdo configurado a modo de una línea recta punteada y un electrodo derecho configurado de la misma manera. Por ejemplo, para el electrodo bipolar bE1, el electrodo izquierdo está designado como l y el electrodo derecho está designado como r. Las líneas punteadas discurren en paralelo a en este caso.

La distancia L es, por lo tanto, la misma en cada caso para todas las superficies de contacto entre electrodos izquierdos y derechos. A modo de ejemplo se indica la distancia L_{bE1} para el primer electrodo bipolar bE1.

En el presente caso, las superficies de contacto presentan un diámetro de un milímetro. La distancia vertical D_v entre dos superficies de contacto de un electrodo es de dos milímetros.

Mediante una configuración según la figura 4, se puede actuar sobre el tejido en paralelo y simultáneamente mediante los cinco electrodos bipolares representados. Los cinco electrodos bipolares están conectados en este caso en cada caso al generador.

La configuración según la figura 4 se puede usar preferiblemente en todos los ejemplos de realización representados en las figuras 1 a 3. En el ejemplo de realización según la figura 1, en este caso las tapas intercambiables están configuradas en este caso según la vista en planta representada en la figura 4; en el ejemplo de realización según la figura 2, los dos aplicadores 3a y 3b están configurados correspondientemente con varios electrodos bipolares según la vista en planta representada en la figura 4, difiriendo en cada caso las tapas intercambiables o los aplicadores en cuanto a la distancia L de los electrodos.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para configurar un dispositivo para el tratamiento de tejido mediante al menos un electrodo al menos bipolar con dos electrodos individuales dispuestos a una distancia entre electrodos L , en donde la distancia entre electrodos L es la distancia entre los puntos centrales de las caras de los electrodos individuales, en donde, en función

- 5 - del espesor d de una capa dérmica del tejido en el sitio que se va a tratar o datos correspondientes al mismo y
- de un coeficiente de reflexión eléctrica k del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido en el sitio que se va a tratar o datos correspondientes al mismo,

se especifica la distancia entre electrodos L del electrodo bipolar, proporcionándose una pluralidad de aplicadores para la selección, presentando cada aplicador al menos un electrodo bipolar y siendo la distancia entre electrodos L de los electrodos bipolares de dichos aplicadores diferente y especificándose la distancia entre electrodos L al especificarse para el uso un aplicador concreto de entre la pluralidad de aplicadores, y seleccionándose este aplicador para el tratamiento en el sitio de tratamiento,

en donde, en función del espesor d , se especifica la distancia entre electrodos L , estando prevista una unidad computacional en la que un usuario introduce el espesor d y estando la unidad computacional programada para especificar la distancia entre electrodos L en función del espesor d

y se proporciona una unidad de medición de espesor por ultrasonidos y se mide el espesor d del tejido en el sitio de aplicación mediante medición por ultrasonidos

y se proporciona una unidad de evaluación para determinar el espesor d a partir de los datos de medición de la medición de espesor, usándose el resultado de la medición de espesor automáticamente para determinar la distancia entre electrodos L .

2. Procedimiento según la reivindicación 1,

en donde el aplicador concreto se especifica especificando un signo de identificación, en particular un color de identificación, y/o el aplicador concreto se especifica mediante una señal óptica, en particular una señal luminosa, en este aplicador.

3. Procedimiento según la reivindicación 1,

en donde se proporciona un aplicador con un dispositivo de electrodo bipolar en el que mediante una unidad de control pueden ajustarse diferentes distancias entre electrodos L entre los electrodos y en donde la distancia entre electrodos L se especifica al configurarse la unidad de control a la distancia entre electrodos L .

4. Dispositivo para el tratamiento de tejido humano mediante corrientes de alta frecuencia, con un generador para generar corrientes de alta frecuencia y al menos un primer y un segundo electrodo bipolar que presentan en cada caso dos electrodos individuales dispuestos a una distancia entre electrodos L , siendo la distancia entre electrodos L la distancia entre los puntos centrales de las caras de los electrodos individuales, y electrodos bipolares que pueden conectarse de manera eléctricamente conductora al generador, presentando los dos electrodos bipolares una distancia entre electrodos L diferente entre los electrodos individuales, estando previsto un medio de especificación para especificar la distancia entre electrodos L en función

- del espesor d de una capa dérmica del tejido en el sitio que se va a tratar o datos correspondientes al mismo y
- de un coeficiente de reflexión eléctrica k_{DS} del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido en el sitio que se va a tratar o datos correspondientes al mismo,

y presentando el medio de especificación una unidad de entrada para la introducción

- del espesor d de la capa dérmica en el sitio que se va a tratar o datos correspondientes al mismo y/o
- de un coeficiente de reflexión eléctrica k del tejido en el límite de la capa dérmica opuesto a la superficie del tejido en el sitio que se va a tratar o datos correspondientes al mismo

y una unidad de evaluación para determinar la distancia entre electrodos L que se ha de especificar,

y comprendiendo el dispositivo una unidad de medición de espesor por ultrasonidos para la medición de espesor del espesor d de la capa dérmica y estando configurada la unidad de medición de espesor por ultrasonidos para, en cooperación con el medio de especificación, reenviar automáticamente un espesor d medido al medio de especificación.

5. Dispositivo según la reivindicación 4,

en donde el dispositivo presenta un aplicador que está conectado de manera eléctricamente conductora al generador y al menos una primera tapa intercambiable con el primer electrodo bipolar y una segunda tapa intercambiable con el segundo electrodo bipolar y estando configuradas las tapas intercambiables de manera pueden disponerse opcionalmente en el aplicador de tal de manera que el electrodo bipolar de la tapa intercambiable dispuesta en el aplicador está conectado de manera eléctricamente conductora al generador, presentando preferiblemente las tapas intercambiables un identificador diferente, preferiblemente un identificador de color, en particular comprendiendo el dispositivo una unidad de visualización de identificador que está configurada para emitir, en función de la distancia entre electrodos L especificada, el identificador de la tapa intercambiable correspondiente.

6. Dispositivo según la reivindicación 4,

en donde el dispositivo presenta al menos un primer y un segundo aplicador, estando dispuesto el primer electrodo en el primer aplicador y el segundo electrodo en el segundo aplicador, presentando cada aplicador una visualizador óptico, en particular un piloto luminoso, y estando conectado el medio de especificación de manera eléctricamente conductora con el visualizador óptico de cada aplicador y estando configurado de tal manera que, en función de la distancia entre electrodos L especificada, se activa el visualizador óptico del aplicador correspondiente.

Figura 1

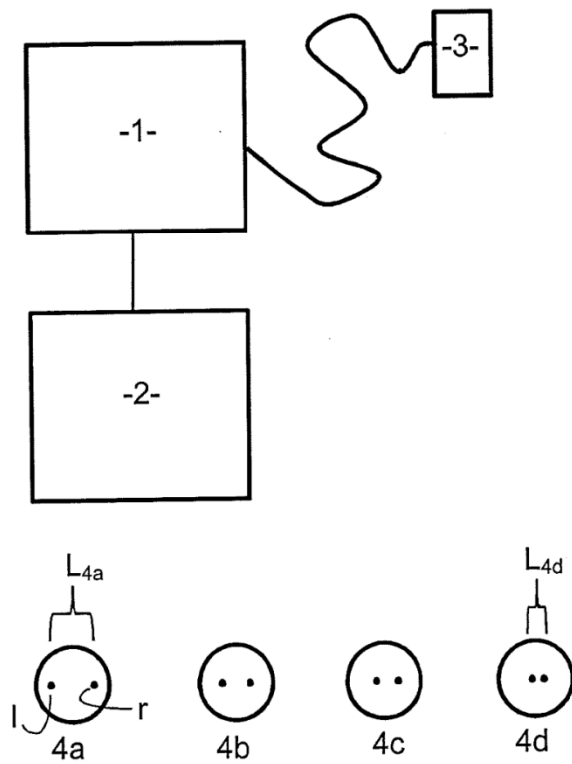


Figura 2

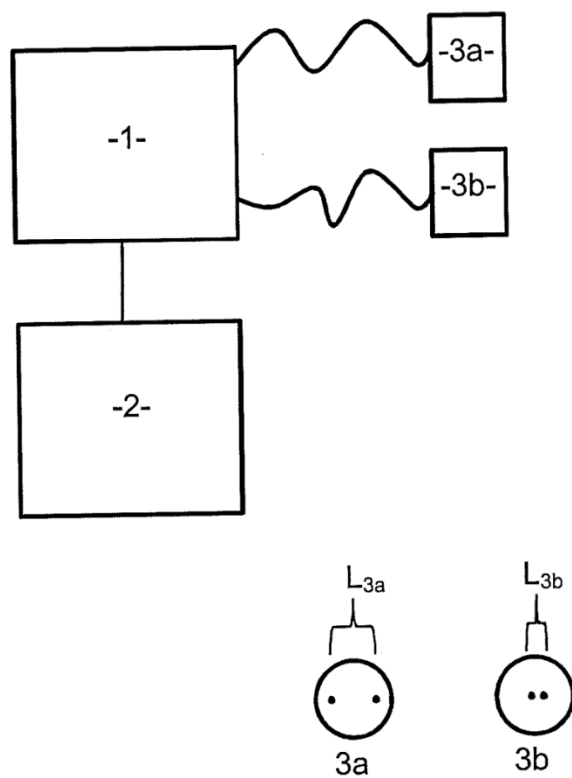


Figura 3

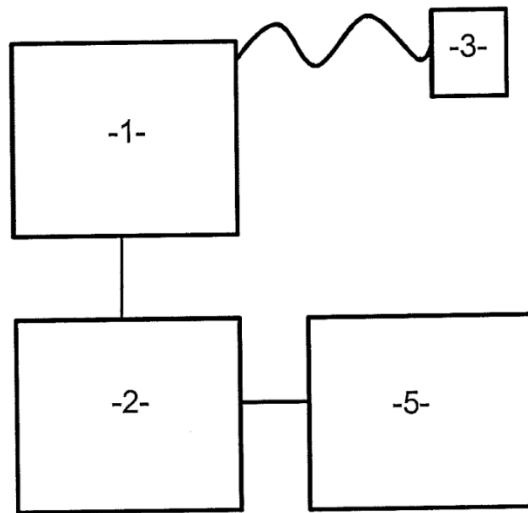


Figura 4

