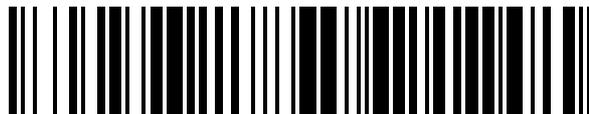


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 194 883**

21 Número de solicitud: 201730358

51 Int. Cl.:

G01N 33/12 (2006.01)

G01N 27/02 (2006.01)

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

29.03.2017

43 Fecha de publicación de la solicitud:

23.10.2017

71 Solicitantes:

UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA (80.0%)
Campus Universitario. Avda de Elvas S/N
06006 BADAJOZ ES y
BIOBEE TECHNOLOGIES, S.L. (20.0%)

72 Inventor/es:

DUQUE CARRILLO, Juan Francisco;
AUSÍN SÁNCHEZ, José Luis y
RAMOS MAGANÉS, Javier

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

54 Título: **DISPOSITIVO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE GRASA EN ALIMENTOS**

ES 1 194 883 U

**DISPOSITIVO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DISTRIBUCIÓN DE GRASA EN
ALIMENTOS**

DESCRIPCIÓN

5

Campo de la invención

La presente invención se engloba dentro del campo de la alimentación, y en particular en los sistemas y dispositivos empleados para determinar la presencia de grasa en alimentos.

10 **Antecedentes de la invención**

La presencia de grasa en productos alimenticios, como carnes y pescados, es un parámetro de importancia para la determinación de la calidad del producto. En general y para el contexto que nos ocupa, existen básicamente tres tipos de grasas en función de donde ésta se localice: subcutánea, intermuscular e intramuscular. La primera de ellas se refiere al tejido adiposo que se localiza justo debajo de la piel, mientras que la segunda se desarrolla entre los músculos y, por último, la grasa intramuscular se desarrolla en finos canales dentro de los músculos.

15 La existencia de veteado o grasa infiltrada en ciertos productos cárnicos constituye un rasgo de calidad. Por ejemplo, en productos curados derivados del cerdo –jamones, paletas y lomos– la presencia de este tipo de grasa es indicativa de una raza (cerdos ibéricos), alimentación y estilo de vida. La existencia de esas excepcionales vetas en determinadas cantidades y distribución potencian las sensaciones de jugosidad y ternura (calidades sensoriales), haciendo de éstos productos únicos [1].

20 Otro parámetro importante condicionado por el contenido y distribución de grasa es la absorción de sal durante el proceso de salado. La cinética del proceso de salado y, en definitiva, la ganancia neta de sal en un determinado periodo de tiempo se ve afectada por la mayor o menor presencia de veteado de grasa, de tal manera que el periodo óptimo de exposición a la sal está condicionado por tal circunstancia.

30

Por consiguiente, la reducción del atributo de la grasa en el producto a un simple descriptor cualitativo (por ejemplo, “mucha grasa”, “poca grasa”, etc.) o incluso cuantitativo (e.g. un porcentaje de grasa), resulta una información incompleta puesto que se ignora la distribución de la misma que es de igual importancia. Esta circunstancia adquiere una mayor importancia cuando se trata de productos alimenticios de elevado coste, como los que provienen del cerdo

35

ibérico de bellota, sino que además con frecuencia puede inducir a importantes errores en la estimación.

5 Existen técnicas de generación de imágenes (resonancia magnética, tomografía por rayos X, emisión de positrones, etc.) capaces de proporcionar información muy precisa acerca de los contenidos de grasa y su distribución existentes en alimentos. Sin embargo, se trata de técnicas lentas que se llevan a cabo con equipos costosos y voluminosos y que además, requieren ser manipulados por personal altamente especializado. Estas razones limitan fuertemente su incorporación a la práctica diaria del sector industrial alimentario correspondiente.

10 Actualmente, la industria reclama para el control de calidad alimentaria, en general, técnicas que proporcionen la información de manera inmediata al operador, que sean económicas, no destructivas, y que puedan llevarse a cabo con dispositivos poco voluminosos, a ser posible de tamaño de bolsillo, y de simple manejo para que puedan ser manipulados por personal sin especialización.

15 Una técnica económica y a la vez sencilla que se ha aplicado a la evaluación de la grasa es la espectroscopia de bioimpedancia eléctrica. La bioimpedancia se obtiene como el cociente entre el voltaje medido entre dos puntos cuando una corriente eléctrica de excitación se inyecta en el medio biológico. La espectroscopia corresponde a análisis de bioimpedancia realizados para diferentes valores de la frecuencia de la corriente de excitación.

20 En [2] se describe un aparato de mano para la medida de grasa intramuscular en carnes basado en la técnica de la espectroscopia de la bioimpedancia. Dispone de seis electrodos que se insertan en el medio. Un generador de corriente AC inyecta una corriente eléctrica AC a través de dos electrodos, y secuencialmente cambia su frecuencia entre diez posibles valores comprendidos en el rango 25 Hz y 100 kHz. Dos de los electrodos restantes se emplean para registrar el voltaje entre ellos y deducir la impedancia y el segundo par realiza lo propio en otros puntos diferentes del medio. La duplicidad de la medida se realiza para reducir la componente de aleatoriedad respecto a los puntos de exploración que sería mayor si la misma sólo se lleva a cabo entre dos únicas posiciones. Basado en los datos de la bioimpedancia registrados se realiza una estimación del contenido porcentual de grasa intramuscular en el área de exploración, el cual se utiliza para clasificar la pieza.

35

Por su relación en el contexto de la presente invención, el concepto de aguja/electrodo inteligente ("smart needle") ha sido introducido en procedimientos médicos que requieren la inserción de una aguja de una forma precisa hasta posicionar uno de sus extremos en un tipo específico de tejido o estructura anatómica concreta [3, 8]. Las realizaciones de biopsias y deposiciones localizadas de drogas y fármacos (anestésias epidurales, por ejemplo) son casos de operaciones médicas comunes que requieren la inserción guiada de agujas para un posicionamiento preciso de uno de sus extremos. Uno de los procedimientos de guiado está basado en la espectroscopia de bioimpedancia eléctrica. Consiste en la excitación con una corriente eléctrica de alterna que contiene varias frecuencias simultáneas y a través de las respuestas eléctricas, junto con un algoritmo de clasificación de patrones, una unidad de procesamiento identifica los diferentes tejidos (grasa, músculo, tendón, sangre, etc.) y monitoriza de esa manera el avance del extremo biselado de la aguja en el medio.

Respecto a los electrodos existen varias arquitecturas posibles, si bien siempre se encuentran ubicados en el extremo biselado de la aguja (extremo activo) que facilita la penetración en el medio. El sistema de medida puede estar basado, como técnicas de medida más comunes, en cuatro electrodos (tetrapolar) o dos electrodos (bipolar). El sistema tetrapolar, que utiliza dos electrodos para la inyección de la corriente eléctrica de excitación (electrodos de excitación) y otros dos para la recogida del voltaje de respuesta (electrodos de sensado), resulta más preciso con respecto al bipolar (los electrodos de excitación y sensado son los mismos). Sin embargo, la ventaja radica en que en el caso bipolar las agujas convencionales hipodérmicas son apropiadas, mientras que en el primero son específicas para la medida de la bioimpedancia eléctrica.

La presente invención resuelve los problemas anteriormente mencionados, aportando un dispositivo de reducido tamaño que permite a cualquier usuario no especializado determinar la distribución espacial de la grasa en el interior de los alimentos de una manera rápida, precisa, no destructiva, sencilla y económica.

Referencias

- [1] J. Ventanas, *El Jamón Ibérico: de la Dehesa al Paladar*, Ed. Mundi-Prensa, ISBN 84-8476-270-X, 2006.
- [2] Madsen et al., U.S. Patent 6,265,882 (PCT/DK98/00260), Jul. 24, 2001.
- [3] D. Stoianovici et al., U.S. Patent 6,337,774, Jan. 8, 2002.
- [4] A. Ivorra Cano, WO Patent 2012/080394, Jun. 21, 2012.

[5] K. Kronströn et al., WO Patent 2014/155282, Oct. 2, 2014.

[6] K. Kronströn et al., U.S. Patent 2014/0243656, Aug. 28, 2014.

[7] D. S. He et al., U.S. Patent 9,415,188, Aug. 16, 2016.

[8] H. Kalvøy, L. Frich, S. Grimmes, Ø. G. Martinsen, P. K. Hol, and A. Stubhaug, "Impedance-based tissue discrimination for needle guidance," *Physiological Measurement*, vol. 30, pp. 129-140, 2009.

[9] S. Grimnes and Ø. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics* (3rd ed.), Academic Press, 2015.

10 **Descripción de la invención**

La presencia de grasa en alimentos es un parámetro que condiciona la calidad de los mismos. En particular, tanto la cantidad como la distribución espacial de la misma juegan un papel primordial. La presente invención se refiere a un dispositivo para determinar los perfiles de la distribución de grasa en alimentos. El funcionamiento del dispositivo se basa en la discriminación de la grasa del tejido muscular a partir de las propiedades eléctricas. Para ello, se incorpora una aguja inteligente que monitoriza de forma continua la bioimpedancia que encuentra el extremo activo de la misma en su penetración en el medio y, paralelamente, se codifica la posición del mismo. De esa manera, se dispone de una correspondencia biunívoca entre el histórico de las diferentes zonas encontradas, discriminadas a través de las propiedades eléctricas, y las posiciones donde éstas se encuentran. Para su análisis los resultados obtenidos acerca del contenido y distribución de grasa se representan y cuantifican.

La presente invención describe una solución económica, con ensayos rápidos, no destructiva, mínimamente invasiva y fácil de utilizar para la identificación de los perfiles o contornos de grasa, tanto subcutánea como intermuscular e intramuscular, en productos alimenticios como carnes y pescados, tanto frescos como salazonados. La identificación se realiza a través de la diferencia en conductividad eléctrica que existe entre la grasa y el tejido muscular o magro. De esta manera, las variaciones en las propiedades eléctricas están correlacionadas con las variaciones en la bioimpedancia eléctrica, de manera que un extremo activo de una fina aguja inteligente con adecuada resolución espacial, conectada a una unidad de procesamiento de la bioimpedancia, detecta el tipo de tejido alrededor del extremo activo de la aguja, los contornos de grasa-músculo y viceversa, a medida que penetra en el medio.

Además, para la correlación de las variaciones de impedancia con la posición del extremo activo de la aguja inteligente, la unidad de procesamiento está provista además de un codificador que permite conocer en todo instante las coordenadas de dicho extremo activo en la dirección del ensayo. De esa manera, se identifican a su vez las interfases grasa-tejido muscular y viceversa y, en definitiva, todos los contornos de grasa encontrados por el extremo activo de la aguja en la dirección del ensayo. A partir de aquí, las variaciones de impedancia, bien en magnitud o fase, pueden ser representadas en una unidad gráfica, conectada físicamente o inalámbricamente con la unidad de procesamiento, para su visualización y/o análisis. La dirección del ensayo o penetración de la aguja inteligente en el medio biológico puede ser cualquiera, aunque la trayectoria más significativa coincide con la perpendicular a las fibras musculares y, por tanto, perpendicular también a las vetas de grasa infiltrada.

La disposición, el área y el número de electrodos en el extremo activo de la aguja inteligente, así como la frecuencia de la corriente de excitación y las características eléctricas del medio, determinan el volumen del medio (zona de sensibilidad) que influye en la medida de la impedancia (discriminación o resolución espacial del sistema) [9]. No existe una elección indiscutible de cada uno de los parámetros que puedan ser objeto de diseño, de manera que cada uno de ellos presenta unos determinados compromisos entre ventajas e inconvenientes.

Por ejemplo, en relación al número de electrodos la disponibilidad de un sistema de medida tetrapolar (dos electrodos de excitación para la inyección de corriente y otros dos electrodos de sensado para la medida de voltaje), presenta una mayor dificultad en su fabricación en el extremo de una fina aguja pero, en cambio, la medida de la bioimpedancia es más robusta ya que el resultado no se ve afectado por las impedancias electrodo/medio y viceversa. La técnica alternativa es en un sistema bipolar (compuesto por dos electrodos que se utilizan simultáneamente para la inyección de corriente y para recoger la señal de voltaje), donde además de influir en el resultado de la medida las impedancias de las interfases, también lo hace la polarización de los electrodos (EPI). Este efecto consiste en la generación de un voltaje, más significativo cuando la medida se realiza a baja frecuencia, que altera la medida (cuanto menores son el área de los electrodos y la frecuencia de operación, mayor incidencia tiene). En un sistema de medida tetrapolar la incidencia de la polarización de electrodos no existe, porque no circula corriente alguna por los electrodos de medida.

Por otro lado, la resolución espacial del extremo activo de la aguja viene a proporcionar el volumen (o sensibilidad volumétrica) alrededor de dicho extremo que influye en la medida de

la bioimpedancia. Esta sensibilidad en un sistema de medida de impedancia es función del cuadrado de la densidad de corriente. Cuanto menor es el área de los electrodos mayor es la densidad de corriente y mayor a su vez resulta la resolución espacial. Además, la densidad de corriente depende de las características eléctricas del medio que rodea al extremo activo de la aguja inteligente, por lo que la resolución espacial no es la misma en los diferentes medios que se pretenden discriminar, grasa y tejido muscular en el caso de la presente invención.

Breve descripción de los dibujos

10 A continuación se pasa a describir de manera muy breve una serie de dibujos que ayudan a comprender mejor la invención, y que se relacionan expresamente con una realización de dicha invención que se presenta como un ejemplo no limitativo de ésta.

15 La Figura 1 muestra un esquema de bloques del sistema objeto de la presente invención.

Las Figuras 2A y 2B representan, respectivamente, un ejemplo de estructura bipolar y tetrapolar del extremo activo de la aguja inteligente.

20 Las Figuras 3A y 3B ilustran el proceso de inserción de la aguja inteligente del dispositivo en el producto alimenticio.

La Figura 4 representa un diagrama de bloques de una posible realización del dispositivo.

25 La Figura 5 muestra una posible realización de la unidad de procesamiento de la posición del extremo activo de la aguja inteligente.

La Figura 6 ilustra la funcionalidad del sistema para la determinación de la distribución de grasa en una muestra de jamón.

30 Descripción detallada de la invención

La **Figura 1** corresponde a un esquema de bloques del dispositivo 1 para la determinación de la distribución de grasa en alimentos objeto de la presente invención. El dispositivo 1 comprende una aguja inteligente 2 que dispone, para facilitar la penetración en el medio, de un extremo biselado o extremo activo 2a en cuya base residen unos electrodos de medida de impedancia. De esa manera, el extremo activo 2a está en contacto con el medio durante la

penetración en el mismo. La aguja inteligente 2 se desplaza en el interior del medio debido al empuje proporcionado por el usuario en uno o varios salientes 3, solidarios con la aguja. No obstante, cualquier otro sistema, manual o automático, para el desplazamiento de la aguja inteligente 2 puede ser adoptado sin que se modifique en absoluto el sentido de la invención.

5 Los electrodos dispuestos en el extremo activo 2a de la aguja están conectados a través de hilos conductores a una unidad de procesamiento de bioimpedancia 16 ubicada en el interior de la misma carcasa 4 que la aguja inteligente 2. La unidad de procesamiento de bioimpedancia 16 determina en tiempo real la bioimpedancia del medio en contacto con el extremo activo 2a de la aguja inteligente. Una unidad de procesamiento de posición 18 a su
10 vez procesa y obtiene la posición lineal de dicho extremo activo 2a. De esa manera, cada uno de los valores de bioimpedancia medidos se asocia a una posición específica del extremo activo 2a, lo que permite reproducir el histórico de las áreas (músculo o grasa) encontradas por el extremo activo 2a en su trayectoria, junto con las coordenadas correspondientes con una adecuada resolución espacial. El dispositivo 1 mostrado en la realización de la Figura 1
15 también comprende una unidad de control y una unidad de radiofrecuencia incorporados en un módulo 30.

Los valores de ambas variables, posición-bioimpedancia, obtenidos por el dispositivo 1 se pueden transmitir inalámbricamente (por ejemplo, mediante Bluetooth, BLE, WiFi, etc.) a una
20 unidad externa 5 (e.g. PC, tableta, teléfono inteligente) o a través de un canal físico para su posterior representación y/o procesamiento. El dispositivo puede disponer de una memoria interna donde se almacenan localmente diferentes datos, como por ejemplo las señales obtenidas por los electrodos o los datos procesados por la unidad de control 30.

25 En las **Figuras 2A** y **2B** se ilustran algunos ejemplos de las posibles estructuras de la terminación activa, o extremo activo 2a, de la aguja inteligente 2. La aguja inteligente 2 puede disponer de dos o cuatro electrodos para inyectar el estímulo en el medio biológico y recoger la señal eléctrica de voltaje de respuesta. El caso específico de la Figura 2A corresponde a un sistema de medida bipolar donde los dos electrodos (7, 8) van dispuestos de forma
30 concéntrica. El electrodo externo 8 lo constituye la propia vaina metálica de la aguja, la cual está separada por un material dieléctrico 9 del electrodo interno 7 que ocupa la zona central de la base biselada o extremo activo 2a. En un sistema bipolar los mismos electrodos son utilizados para inyectar la corriente eléctrica alterna de excitación y simultáneamente, para recoger el voltaje entre ellos.

35

- En el caso de una aguja tetrapolar, los cuatro electrodos pueden adoptar una forma de anillos concéntricos, como en el ejemplo mostrado en la Figura 2B. En ella, los electrodos extremos (10, 11), representados con trazo más grueso, constituyen los electrodos para la inyección de la corriente de excitación, mientras que los electrodos internos (12, 13), representados con trazo fino, son los electrodos de sensado para la recogida del voltaje de respuesta del medio a la corriente inyectada. Todos los electrodos están separados por un dieléctrico 14. No obstante, tanto en la estructura bipolar como en la tetrapolar, se puede utilizar cualquier otra forma y disposición de los electrodos, como por ejemplo lineal o adyacente.
- 10 La operación del dispositivo 1 se ilustra en la **Figuras 3A y 3B**. Inicialmente, el extremo activo 2a de la aguja inteligente 2 se posiciona sobre el medio, el producto alimenticio 6, como se indica en la Figura 2A, fijando ahí la dirección sobre la que se va a determinar la distribución y el contenido de grasa. Posteriormente, se obliga a penetrar la aguja inteligente 2 sobre el producto alimenticio 6, como máximo hasta el final de su carrera (Figura 3B). Los valores o
- 15 las variaciones de la bioimpedancia encontrados por el extremo activo 2a de la aguja en la dirección del ensayo, junto con la posición del mismo, son enviados inalámbricamente a la unidad externa 5 para su representación y/o análisis. Alternativamente, o adicionalmente, la transmisión puede realizarse a través de un puerto de comunicaciones y un canal físico.
- 20 El extremo activo 2a de la aguja inteligente 2 dispone de dos electrodos de excitación para la inyección de una corriente alterna de baja intensidad en el producto alimenticio 6. Dicho extremo activo 2a también dispone de dos electrodos de sensado entre los que se recoge la diferencia de voltaje provocada por la mencionada corriente de excitación. Como se ha indicado anteriormente, los electrodos de sensado y los de excitación pueden ser los mismos
- 25 (Figura 2A) o diferentes (Figura 2B). A partir del voltaje recogido durante la penetración de la aguja en el producto alimenticio 6 y de la corriente eléctrica inyectada, se deriva la bioimpedancia instantánea $Z(t)$ como cociente entre ambas magnitudes. Las variaciones en las propiedades eléctricas que van teniendo lugar a medida que el extremo activo 2a de la aguja inteligente 2 alcanza áreas con distintas propiedades, están correlacionadas con las
- 30 variaciones en el valor instantáneo de la impedancia $Z(t)$. En el caso de la caracterización de la distribución espacial de grasa en alimentos, dichas variaciones permiten realizar la discriminación de áreas como la grasa y el tejido muscular (magro), cuyas propiedades eléctricas están lo suficientemente diferenciadas como para que las zonas sean perfectamente distinguibles operando con una sola frecuencia de la corriente de excitación.
- 35 No obstante, el hecho de utilizar simultáneamente varias frecuencias en la corriente de

excitación (espectroscopia de bioimpedancia) facilita la identificación de capas a través de las propiedades eléctricas.

5 La estructura de los electrodos ubicados en el extremo activo 2a de la aguja inteligente 2, junto con otros parámetros, juegan un importante papel en las prestaciones del dispositivo 1. Por ejemplo, la resolución espacial es una variable fundamental para discriminar de una manera precisa en este caso entre músculo y grasa. Dicho parámetro está relacionado con la sensibilidad volumétrica que representa el volumen del medio alrededor del extremo activo de la aguja inteligente sobre el que se evalúa localmente la impedancia para a través de ella
10 identificar el tejido.

La sensibilidad volumétrica de una medida de bioimpedancia es función del cuadrado de la densidad de corriente en un volumen dado de tejido. A su vez, la densidad de corriente está influenciada por la distancia entre electrodos, así como del área y la geometría de los mismos,
15 de manera que cuanto menor es el área activa de los electrodos, mayor es la resolución espacial obtenida. Además de lo anterior, la resolución espacial también es función de las características del medio y de la frecuencia de la corriente de excitación, de manera que ésta disminuye a medida que la frecuencia aumenta. Por tanto, en el sistema objeto de la invención la resolución espacial no es constante sino, junto a las variaciones inevitables en las
20 características de los tejidos por no ser medios perfectamente uniformes, ésta varía a medida que el extremo activo 2a de la aguja inteligente 2 alcanza las diferentes capas de grasa y músculo.

Junto a los compromisos anteriores relativos al diseño del dispositivo 1, existen otros que
25 también afectan a la precisión en la discriminación. El principal es el derivado de la polarización de electrodos, que es una fuente de error en las medidas de impedancia (impedancia de la polarización). Los sistemas de medida tetrapolares no son sensibles a dicho error puesto que por los electrodos de medida o de sensado no circula corriente apreciable. El tamaño de los electrodos tiene su influencia en el error debido a la impedancia de la
30 polarización. Grandes electrodos tienden a presentar impedancias más pequeñas, mientras que los más pequeños (electrodos de aguja o microelectrodos) generan impedancias de magnitudes mayores.

Otra variable que condiciona significativamente el error en la medida debido a la impedancia
35 por la polarización de electrodos es la frecuencia de operación. Dicho error es mucho más

aparente para bajas frecuencias de la corriente de excitación, mientras que para frecuencias superiores a varios cientos de kHz es prácticamente inexistente. Sin embargo, como se ha puesto de manifiesto anteriormente, la resolución espacial del sistema propuesto para la discriminación longitudinal de tejidos graso y muscular, decrece a medida que la frecuencia de excitación aumenta.

La **Figura 4** muestra un diagrama de bloques de una posible realización del dispositivo 1. El extremo activo 2a (biselado) de la aguja inteligente 2, de 0.6 mm² de sección, dispone de dos micro-electrodos en este caso concéntricos. A través de dichos electrodos se inyecta y se recoge una corriente alterna de baja amplitud para la excitación del medio y al mismo tiempo, se utilizan también como electrodos de sensado encargados de recoger la caída de voltaje provocada. Un sistema de medida tetrapolar también puede ser utilizado, con sus ventajas e inconvenientes asociados. Ambos electrodos están conectados a través de sendos hilos conductores 15 a la unidad de procesamiento de bioimpedancia 16, en la cual se procesa la impedancia a partir del voltaje de respuesta y de la corriente inyectada. El resultado del procesamiento son unas señales de bioimpedancia 17, dos voltajes de continua DC proporcionales a la magnitud (módulo) y fase de la bioimpedancia del medio en la zona de contacto con el extremo activo 2a de la aguja, respectivamente.

Paralelamente, durante la penetración de la aguja inteligente 2 en el interior del medio bajo test (i.e. producto alimenticio 6) se genera en la unidad de procesamiento de posición 18 una señal de posición 19, un tercer voltaje en DC proporcional en todo momento a la distancia recorrida por el extremo activo 2a de la aguja desde la penetración en el mismo. De esta manera, se dispone de tres niveles de voltaje de respuesta. Dos de los voltajes (señales de bioimpedancia 17) son proporcionales en todo momento a la magnitud y fase de la bioimpedancia del medio vista desde los microelectrodos existentes en el extremo activo 2a, y el tercer voltaje de DC (señal de posición 19) suministra información acerca de la posición asociada a cada valor específico del par magnitud-fase.

Los tres voltajes (señales de bioimpedancia 17 y señal de posición 19) de DC proporcionados por las unidades de procesamiento de bioimpedancia 16 y de posición 18 constituyen a su vez variables de entrada de una unidad de control 20, basada preferentemente en microcontrolador. Dicha unidad de control 20, además de controlar la operación del conjunto del sistema, convierte los niveles de voltaje de entrada en sus correspondientes códigos

digitales con 12 bits de resolución o a cualquier otra resolución dentro del estado de la técnica y con los compromisos resolución/velocidad conocidos.

5 En la realización correspondiente a la Figura 4, la unidad de control 20 interacciona a su vez con una unidad de radiofrecuencia 21 con antena integrada que, a través de un protocolo de comunicaciones estándar de corto alcance (por ejemplo, Bluetooth), transmite la información correspondiente a las características eléctricas, en magnitud y fase de la bioimpedancia, y las posiciones correspondientes dónde ocurrieron los valores de dichos atributos eléctricos para su representación y/o procesamiento en un terminal remoto, unidad externa 5, como por ejemplo un teléfono inteligente, un ordenador, una tableta o un portátil. Por medio de las características eléctricas se identifica sucesivamente cada zona encontrada (grasa o músculo) por el extremo activo 2a de la aguja inteligente en la dirección del ensayo. La unidad de radiofrecuencia 21 y la unidad de control 20 pueden estar integradas en un único módulo 30.

15 Un ejemplo de unidad de procesamiento de bioimpedancia 16 se describe en el documento de patente ES2401286-B1. Dicha unidad es configurada para operar como analizador de impedancias proporcionando las variaciones en el tiempo de la magnitud y fase, respectivamente. En la presente aplicación la corriente alterna de excitación es de 100 μ A y 1 MHz de amplitud y frecuencia, respectivamente. Los diferentes compromisos en la selección del valor de la frecuencia de la corriente de excitación han sido anteriormente discutidos. Para estos valores y la distancia entre los electrodos de excitación o sensado, la zona de sensibilidad del dispositivo es aproximadamente de 1 mm. Como resultado de la operación, la unidad de procesamiento de bioimpedancia 16 suministran las señales de bioimpedancia 17, voltajes de DC proporcionales a la magnitud y fase de la bioimpedancia del medio, respectivamente, en el área inmediata y próxima a los electrodos dispuestos en el extremo activo 2a de la aguja inteligente 2.

30 La unidad de procesamiento de posición 18 entrega en todo momento una señal de DC proporcional a la distancia recorrida por el extremo activo 2a de la aguja inteligente en el medio bajo test. En una realización se utiliza a tal efecto un potenciómetro 22 donde el terminal 23 que proporciona la resistencia variable es solidario con el movimiento de la aguja inteligente 2, tal y como se muestra en el ejemplo de la **Figura 5**. El voltaje existente en el terminal 23 constituye a su vez el tercer voltaje (señal de posición 19) de entrada a la unidad de control 20. No obstante, cualquier otro dispositivo capaz de detectar la posición de avance de la aguja

inteligente 2 (por ejemplo, un encoder) puede ser utilizado en lugar del potenciómetro sin que se altere el sentido del dispositivo propuesto.

La unidad de radiofrecuencia 21 puede ir integrada en un único módulo junto con la propia
 5 unidad de control 20. Dicho módulo puede utilizar el protocolo de comunicaciones inalámbricas Bluetooth Low Energy, un protocolo estándar de bajo consumo utilizado en terminales móviles inteligentes. Esta circunstancia permite una comunicación directa entre el dispositivo 1 de la presente invención y la unidad externa 5, evitando las necesidades de unidades receptoras adicionales.

10
 La **Figura 6** ilustra la funcionalidad del sistema formado por el dispositivo 1 y la unidad externa 5. La parte inferior de la Figura 6 corresponde a una muestra de una pieza de jamón curado. Sobre la misma aparece una escala cuya dirección se ha hecho coincidir aproximadamente con la dirección de inserción de la aguja inteligente 2 en el ensayo. En particular, la aguja
 15 inteligente 2 se ha penetrado en la misma dirección que marca el extremo graduado de la regla y en un plano interno pero próximo a la superficie. Esto se traduce en que los perfiles de grasa en la superficie son aproximados a los que se encuentra la aguja inteligente 2 en la trayectoria seguida, pero no necesariamente idénticos.

20 El dispositivo 1 ha transmitido los resultados de las medidas de la bioimpedancia con un protocolo BLE a la unidad externa 5, un teléfono inteligente. La parte superior de la Figura 6 muestra una imagen 25 capturada de la pantalla del teléfono inteligente. En la gráfica superior de dicha imagen 25 se representa la magnitud de la bioimpedancia (la fase muestra un comportamiento similar) en el eje vertical y las posiciones de la aguja insertada (profundidad de inserción) a lo largo de la dirección del ensayo en el eje horizontal. La magnitud de la bioimpedancia está expresada en ohmios y las posiciones en cm. Los incrementos en magnitud comienzan a generarse cuando una interfase músculo/grasa se encuentra dentro de la zona de sensibilidad del extremo activo 2a, mientras que de manera análoga ocurre con los decrementos en magnitud pero en este caso es cuando se alcanzan las interfases
 30 grasa/músculo. Si en una posición específica del extremo activo de la aguja el área de grasa es mayor que la zona de sensibilidad (áreas de grasa intermuscular), el valor de la magnitud alcanza valores similares a los adquiridos en la zona de grasa subcutánea, que es lo que ocurre en el extremo derecho de la gráfica, en torno a los 3.7–3.8 cm. El diagrama de barras 26, ubicado debajo de la gráfica, corresponde a los perfiles de tejido muscular y grasa encontrados por la aguja inteligente 2 en la dirección del ensayo. En él se identifican
 35

claramente, con la ayuda de la escala inferior donde se han repetido las posiciones, la distribución en gris claro de los perfiles de grasa 27 tanto subcutánea como intermuscular e infiltrada, mientras que en gris oscuro se representa tejido muscular 28. Finalmente, la gráfica 29 de la derecha muestra de forma ampliada las medidas de bioimpedancia adquiridas por el dispositivo 1 en la zona marcada, una vez la aguja ha superado la zona de grasa subcutánea.

10

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la determinación de la distribución de grasa en alimentos, que comprende:
una carcasa (4);
5 una aguja inteligente (2) alojada al menos parcialmente en el interior de la carcasa (4),
y en cuyo extremo activo (2a) se dispone unos electrodos de excitación (7,8; 10,11) y de
medida (7, 8; 12, 13) de la bioimpedancia de un producto alimenticio (6);
una unidad de procesamiento de bioimpedancia (16) para la obtención, a partir de las
señales capturadas por los electrodos de medida (7,8; 12,13), de una señal de bioimpedancia
10 (17) indicativa de la bioimpedancia del producto alimenticio (6);
caracterizado por que el dispositivo (1) comprende adicionalmente:
unos medios de accionamiento (3) encargados de producir el avance de la aguja
inteligente (2) en el interior del producto alimenticio (6);
una unidad de procesamiento de posición (18) encargada de obtener una señal de
15 posición (19) indicativa de la posición lineal del extremo activo (2a) durante el avance de la
aguja inteligente (2);
una unidad de control (20) configurada para, a partir de las señales de bioimpedancia
(17) y de posición (19) recibidas durante el avance de la aguja inteligente (2), asociar la
bioimpedancia del producto alimenticio (6) correspondiente a las diferentes posiciones de la
20 aguja inteligente (2).
2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por que la unidad de control (20) está
adicionalmente configurada para obtener la distribución de grasa del producto alimenticio (6)
para diferentes profundidades de inserción de la aguja inteligente (2).
- 25 3. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por que comprende una unidad de
radiofrecuencia (21) a través de la cual la unidad de control (20) está configurada para enviar
a una unidad externa (5) las medidas de bioimpedancia asociadas a las diferentes posiciones
de la aguja inteligente (2).
- 30 4. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los
electrodos de excitación (7,8; 10,11) operan con una sola frecuencia en la corriente de
excitación.
- 35 5. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que los

electrodos de excitación (7,8; 10,11) operan simultáneamente con varias frecuencias en la corriente de excitación.

5 6. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los electrodos de la aguja inteligente (2) adoptan una estructura tetrapolar.

7. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que los electrodos de la aguja inteligente (2) adoptan una estructura bipolar.

10 8. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los medios de accionamiento (3) comprende uno o varios salientes exteriores a la carcasa (4) y solidarios con la aguja inteligente (2).

15 9. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la unidad de procesamiento de posición (18) comprende un potenciómetro (22), donde el terminal (23) que proporciona la resistencia variable es solidario con el movimiento de la aguja inteligente (2).

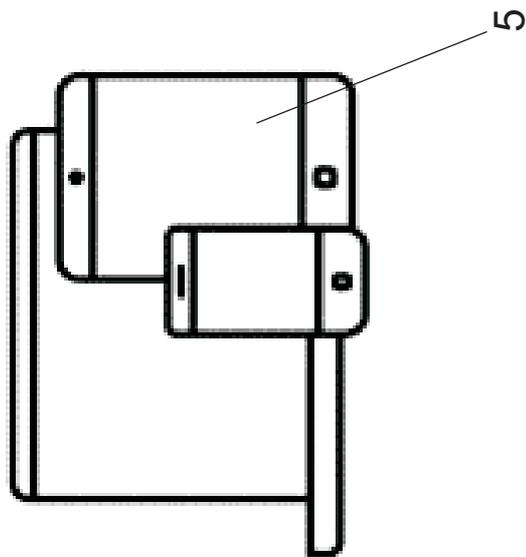
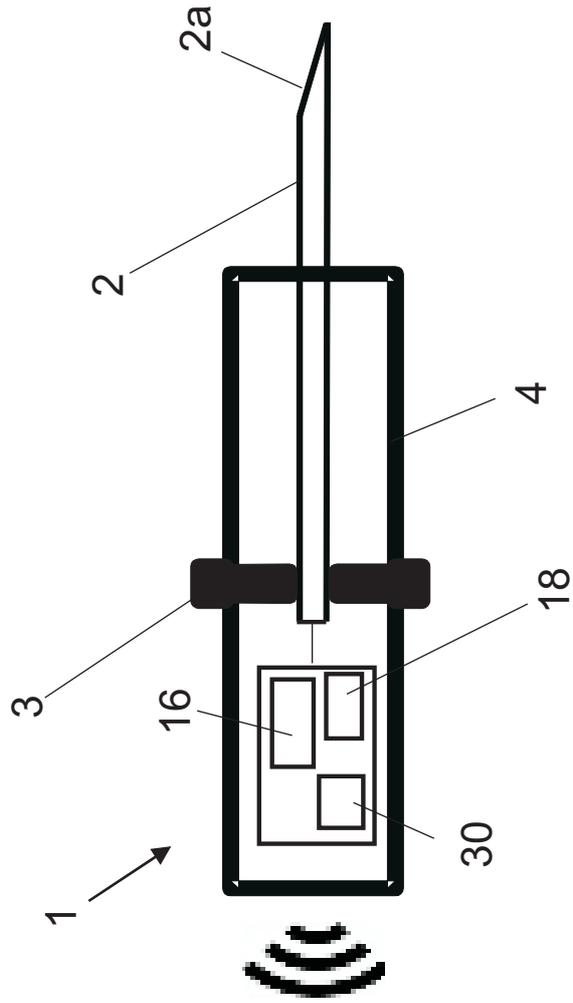


Fig. 1

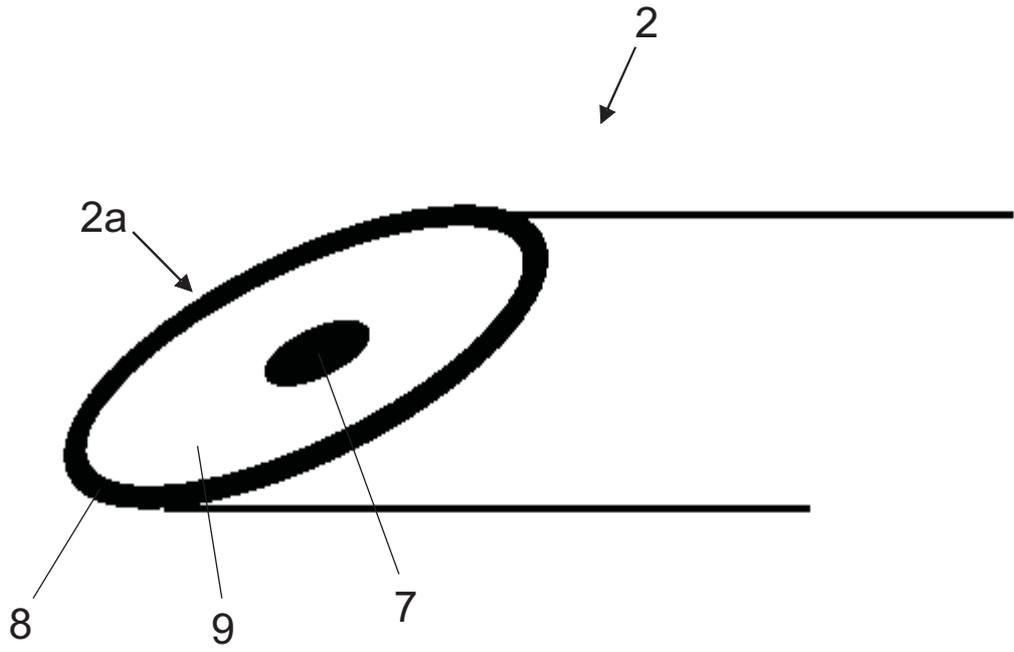


Fig. 2A

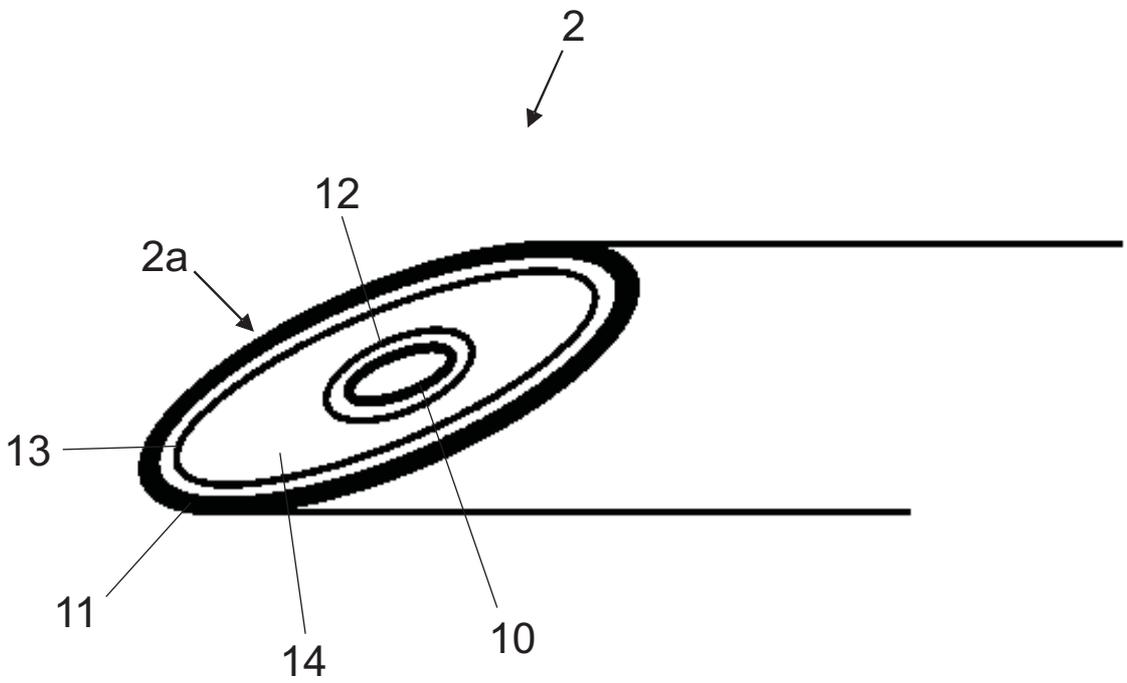


Fig. 2B

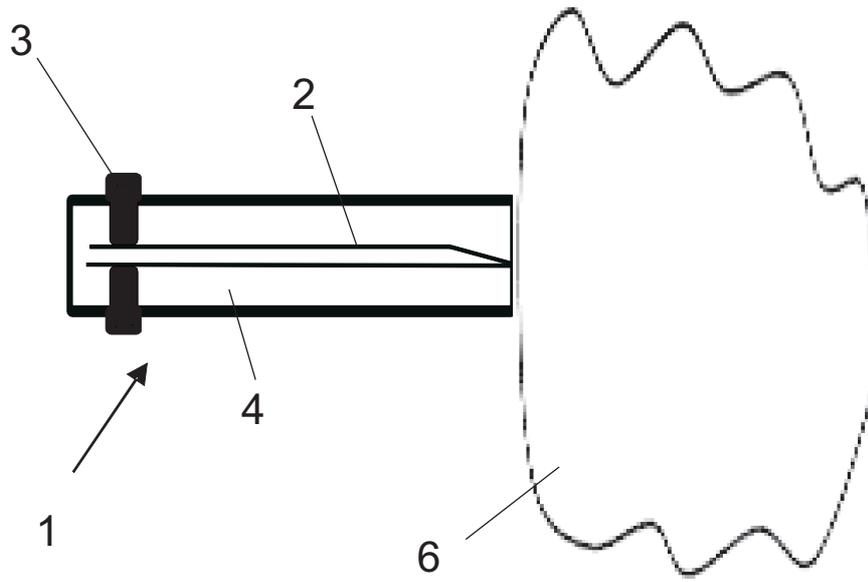


Fig. 3A

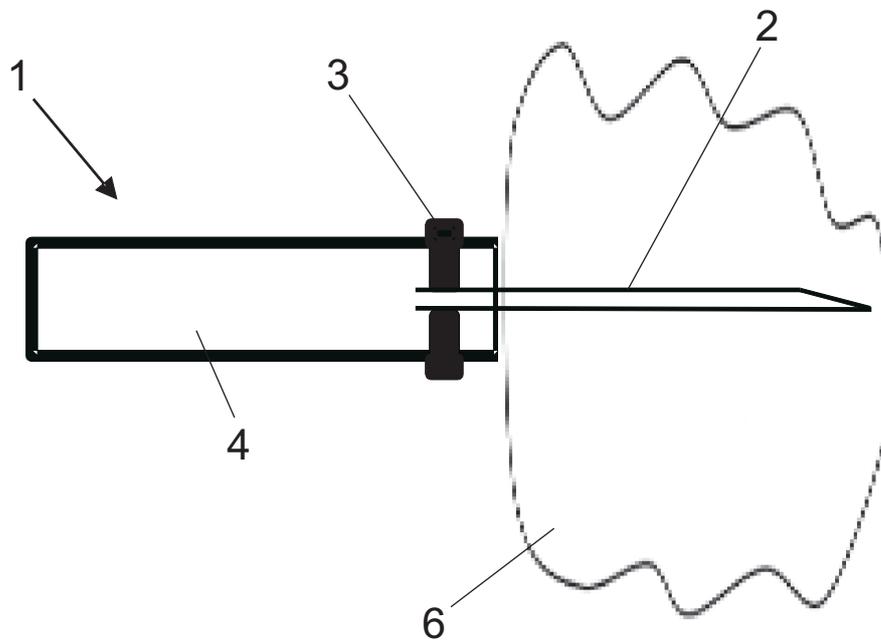


Fig. 3B

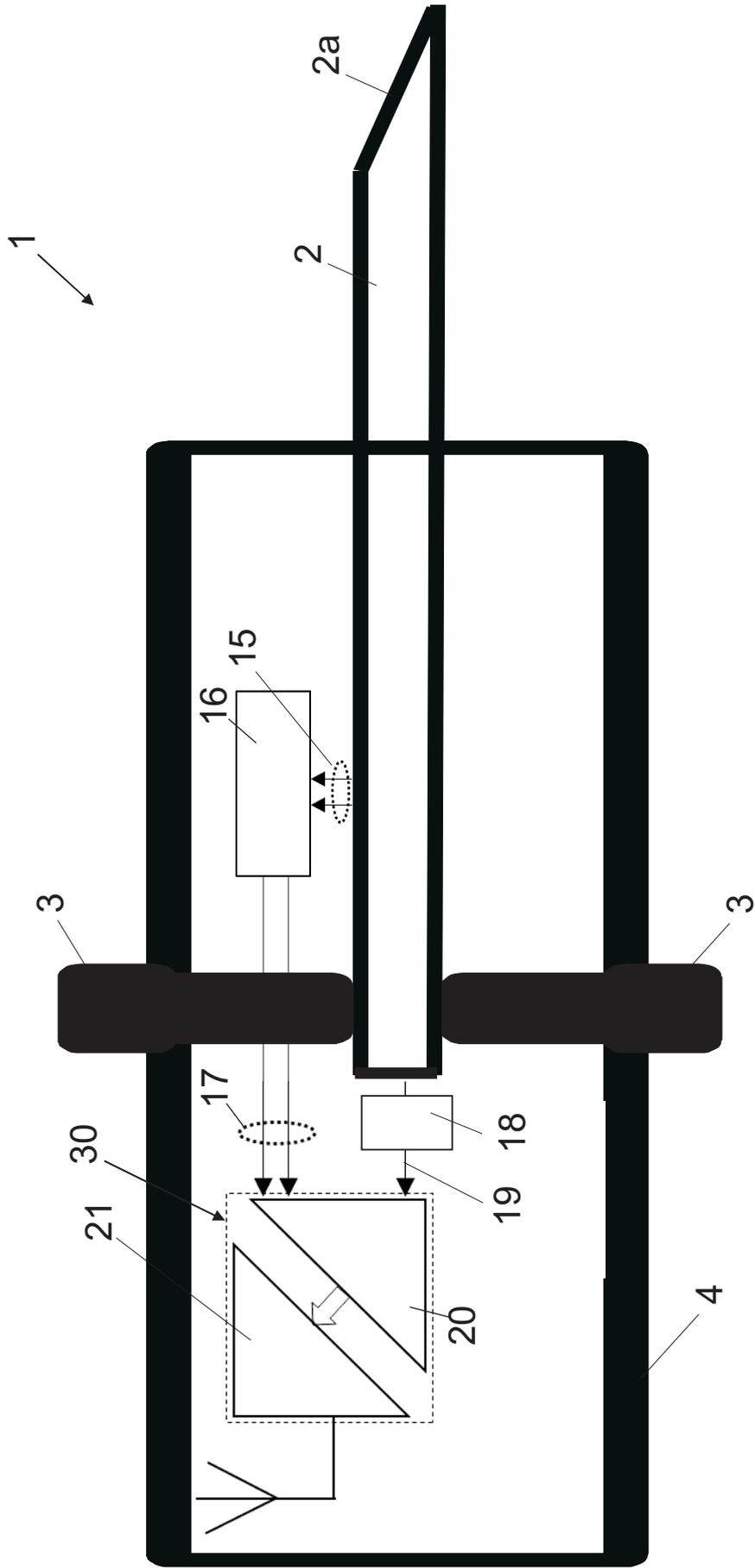


Fig. 4

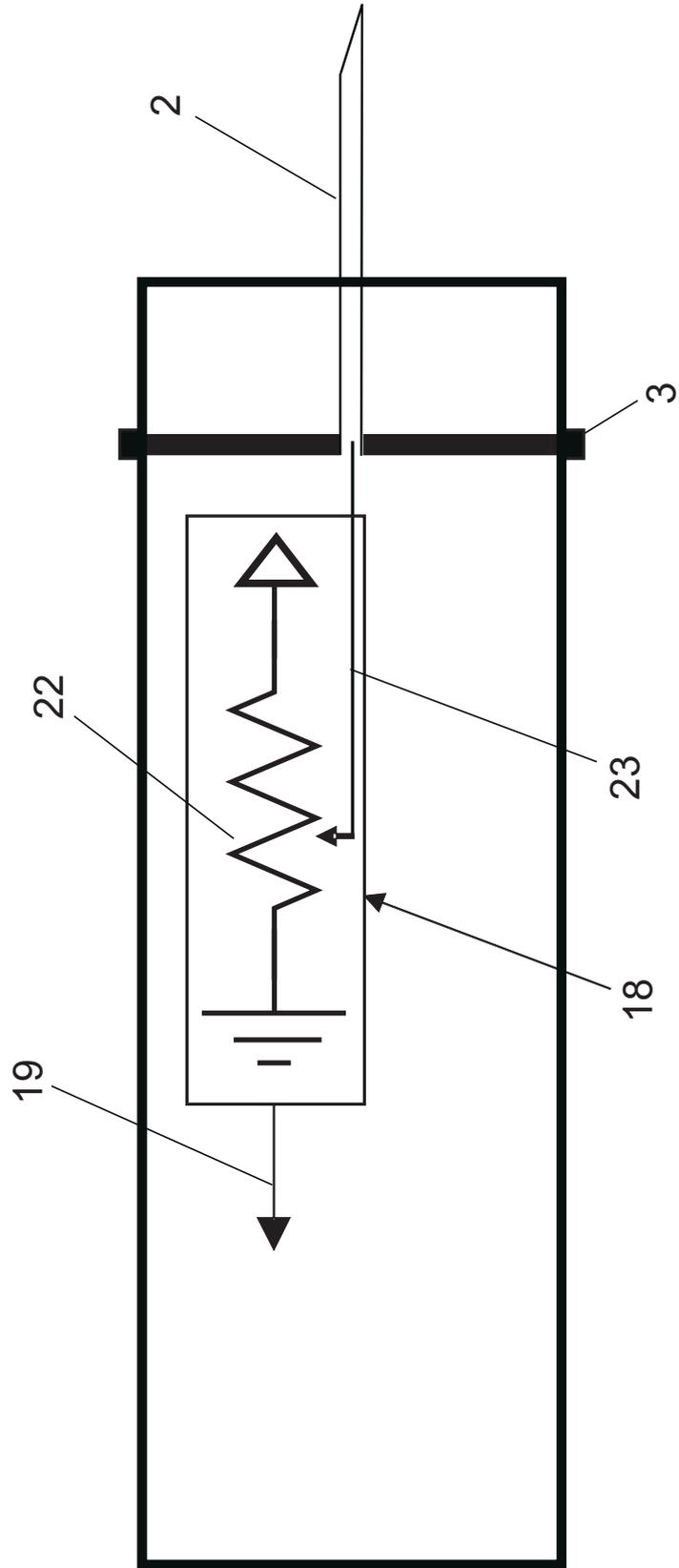


Fig. 5

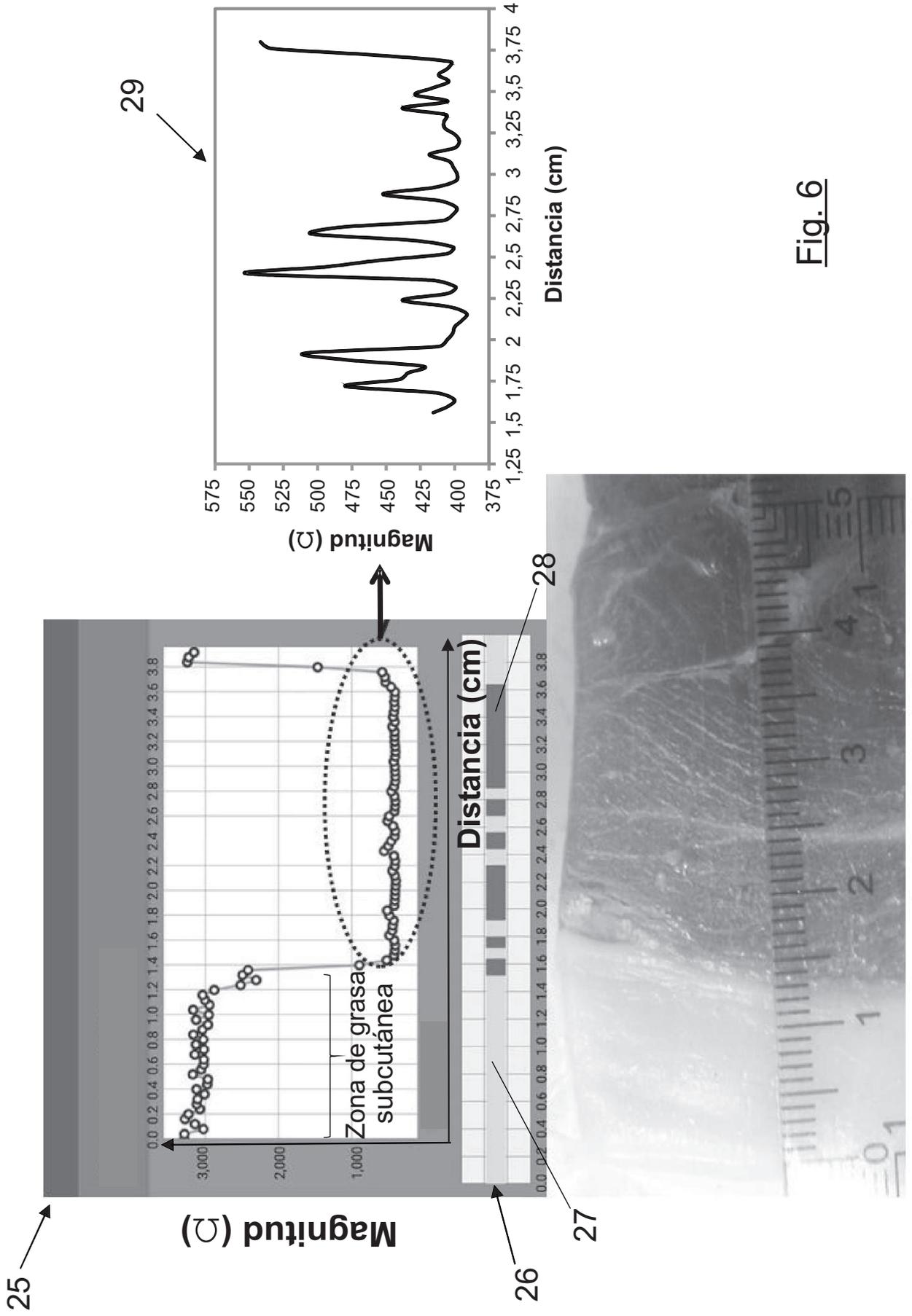


Fig. 6