

(12) SOLICITUD INTERNACIONAL PUBLICADA EN VIRTUD DEL TRATADO DE COOPERACIÓN EN MATERIA DE PATENTES (PCT)

(19) Organización Mundial de la
Propiedad Intelectual
Oficina internacional

(43) Fecha de publicación internacional
16 de julio de 2020 (16.07.2020)



(10) Número de publicación internacional
WO 2020/144389 A2

(51) Clasificación internacional de patentes:

G01R 33/381 (2006.01) *G01R 33/30* (2006.01)
G01R 33/48 (2006.01)

(ES). CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS (CSIC) [ES/ES]; C/Serrano 117, 28006 Madrid (ES).

(21) Número de la solicitud internacional:

PCT/ES2020/070010

(22) Fecha de presentación internacional:

09 de enero de 2020 (09.01.2020)

(25) Idioma de presentación:

español

(26) Idioma de publicación:

español

(30) Datos relativos a la prioridad:

P201930015 10 de enero de 2019 (10.01.2019) ES

(71) Solicitantes: UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA [ES/ES]; Camino de Vera s/n, 46022 Valencia

(72) Inventores: ALONSO OTAMENDI, Joseba; Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), C/Serrano 117, E-28006 Madrid (ES). GALVE CONDE, Fernando; Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), C/Serrano 117, E-28006 Madrid (ES). ALGARÍN GUIADO, José Miguel; Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), C/Serrano 117, E-28006 Madrid (ES). BENLLOCH BAVIERA, José María; Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC), C/Serrano 117, E-28006 Madrid (ES).

(74) Mandatario: ESCUDERO PRIETO, Nicolás; Tribalyte Ideas, Gta. Quevedo 8, 6º2, E-28015 Madrid (ES).

(54) Title: METHOD AND SYSTEM FOR THE GENERATION OF MAGNETIC RESONANCE SIGNALS USING RAPID ROTATION WITH MAGIC-ANGLE FIELDS AND SPATIAL ENCODING

(54) Título: MÉTODO Y SISTEMA DE GENERACIÓN DE SEÑALES DE RESONANCIA MAGNÉTICA POR ROTACIÓN RÁPIDA CON ÁNGULO MÁGICO DE CAMPOS CON CODIFICACIÓN ESPACIAL

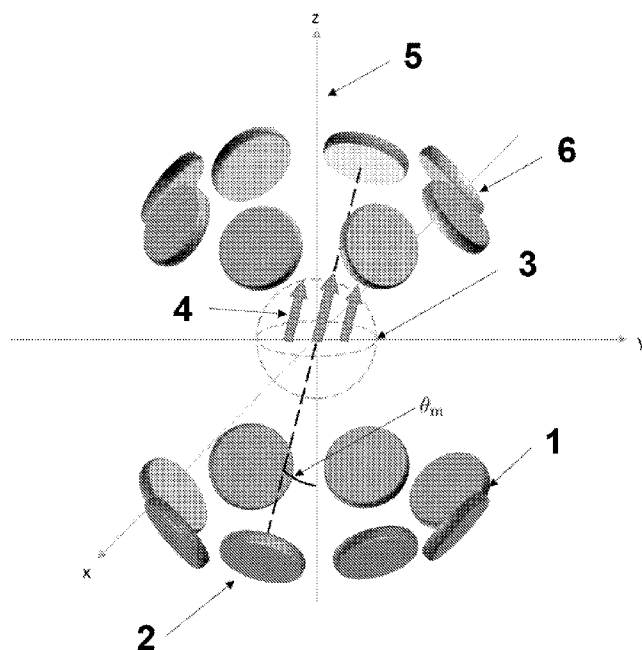


FIG. 1

(57) Abstract: The present invention relates, preferably, to a system for the generation of magnetic resonance signals on a sample under study, comprising: i) a first array of n magnetic elements (1) configured to generate an activatable magnetic field, the same being disposed in such a way that the axis formed by the poles of each of said magnetic elements (1) is oriented toward the field of vision (3) forming an angle θ_m with an axis (5) substantially perpendicular to the plane whereon the magnetic elements (1) are disposed; and ii) activation means

[Continúa en la página siguiente]

(81) **Estados designados** (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) **Estados designados** (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publicada:

- sin informe de búsqueda internacional, será publicada nuevamente cuando se reciba dicho informe (Regla 48.2(g))

configured to sequentially activate the magnetic fields (4) of the n magnetic elements (1), generating an effective rotating magnetic field (4) around the axis (5). The invention likewise relates to a method for the generation of magnetic resonance signals comprising the use of the aforementioned system.

(57) **Resumen:** La presente invención se refiere, preferentemente, a un sistema degeneración de señales de resonancia magnética sobre una muestra bajo estudio, que comprende: i) un primer conjunto de n elementos magnéticos (1) configurados para generar un campo magnético activable, y estando los mismos dispuestos de manera que el eje formado por los polos de cada uno de dichos elementos magnéticos (1) está orientado hacia el campo de visión (3) formando un ángulo θ_m con un eje (5) sustancialmente perpendicular al plano en el que se disponen los elementos magnéticos (1); y ii) medios de activación configurados para activar secuencialmente los campos magnéticos (4) de los n elementos magnéticos (1), generando un campo magnético (4) eficaz rotante alrededor del eje (5). La invención se refiere, asimismo, a un método de generación de señales de resonancia magnética que comprende el uso del citado sistema.

DESCRIPCIÓN

MÉTODO Y SISTEMA DE GENERACIÓN DE SEÑALES DE RESONANCIA MAGNÉTICA POR ROTACIÓN RÁPIDA CON ÁNGULO MÁGICO DE CAMPOS CON 5 CODIFICACIÓN ESPACIAL

CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención se refiere, con carácter general, al campo de las tecnologías de
10 generación de señales de resonancia magnética nuclear y de formación de imágenes
obtenidas con dichas señales (conocidas como MRI, de su término en inglés "*Magnetic
Resonance Imaging*") y, más en particular, a técnicas MRI para la obtención de imágenes
de tejidos duros y blandos.

15 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Desde su invención a principios de la década de 1970, el impacto de las técnicas de MRI
ha sido crucial en el sector de la salud, donde superan a cualquier otra técnica conocida
para la obtención de imágenes de tejidos blandos. El motivo principal es que la MRI es la
20 única técnica conocida capaz de obtener imágenes *in vivo* de tejidos profundos con alta
resolución espacial, sin necesidad además del uso de radiación ionizante dañina sobre
dichos tejidos para generar las imágenes.

A pesar de este éxito incuestionable, la MRI de tejidos duros (tales como huesos,
25 cartílagos o dientes) sigue siendo un problema que permanece aún sin resolver en la
actualidad. Ello se debe principalmente a la corta vida útil de las señales de resonancia
magnética (MR, de su término en inglés "*Magnetic Resonance*") emitidas por los cuerpos
sólidos, a diferencia del caso de las señales de los tejidos blandos o no sólidos.

Los protocolos de MRI se basan en la excitación y en la detección del grado de libertad
de spin de los núcleos de las muestras sobre las que se quieren obtener las imágenes.
Cuando dichos núcleos están sujetos a un campo magnético externo, éstos tienen una
energía magnética proporcional a la intensidad de campo y un momento dipolar que
tiende a alinearse con las líneas del campo magnético externo. La temperatura de las
30 muestras conduce a fluctuaciones de tipo dipolo magnético, que constituyen un entorno
de ruido para los vectores de spin circundantes. Como resultado, la coherencia del valor
de spin decae con una constante de tiempo (comúnmente denominada como T_2^*), lo que

supone un límite superior al tiempo durante el cual se puede obtener información de la muestra, antes de volver a excitarlas mediante radiación de radiofrecuencia (RF).

Estas interacciones spin-spin son predominantemente del tipo dipolo-dipolo, para lo cual la intensidad de la interacción depende en gran medida del ángulo θ formado entre la línea que conecta los dipolos y la dirección a la que apuntan, haciéndose cero en conocido como "ángulo mágico" ($\theta_M = \arccos(1/\sqrt{3}) \approx 55^\circ$). En muestras no sólidas, θ está cambiando continuamente, siendo en promedio una distribución isotrópica, suprimiéndose el acoplamiento entre núcleos vecinos y conduciendo a señales fuertes que los escáneres de MRI utilizan para la reconstrucción de imágenes. Este efecto de promediación no tiene lugar en los sólidos, ya que tanto los núcleos como el campo magnético son estáticos en el sistema de referencia del laboratorio. Aunque los efectos del ángulo mágico se observan comúnmente en estructuras cristalinas y cuasi cristalinas (tales como los tendones), únicamente tienen lugar en orientaciones privilegiadas específicas con respecto al campo magnético principal y no pueden usarse para la obtención de imágenes de tejidos duros, con carácter general.

El giro de ángulo mágico (MAS, de su expresión en inglés "Magic Angle Spinning") se puede usar para suprimir las interacciones dipolo-dipolo y mejorar la intensidad y la vida útil de las señales de RM emitidas por los sólidos. El MAS se basa en rotar mecánicamente la muestra alrededor de un eje que se encuentra en el ángulo mágico con respecto al campo magnético principal, lo que lleva a un promedio del ángulo θ , de manera similar al caso de las muestras no sólidas. Para una fuerte supresión, la muestra debe girar en frecuencias al menos tan rápidas como la tasa de interacción dipolo-dipolo desnudo ($1/T_2^*$). Los valores típicos T_2^* varían desde decenas (por ejemplo, en los dientes) hasta cientos de microsegundos (por ejemplo, en hueso y cartílago), por lo que requieren frecuencias de rotación mecánica poco prácticas desde unos pocos hasta 100 kHz.

Una alternativa al MAS convencional es la técnica de "marco de rotación de ángulo mágico" (o MARF, de su término en inglés "Magic Angle Rotating Frame"), donde la muestra es estática en el sistema de referencia de laboratorio, y el campo magnético se gira formando un ángulo θ_M con respecto a un eje fijo z. En la actualidad, este tipo de técnica se realiza a través de dos variantes: una es rotar el imán principal que crea el campo requerido para MRI y otra es cambiar dinámicamente la dirección del campo con campos de corriente alterna (AC). La primera conduce a las mismas limitaciones mecánicas encontradas en MAS (objetos grandes que giran a decenas de kHz) y los

enfoques actuales de la segunda se basan en combinaciones de elementos magnéticos, donde uno de ellos produce un campo estático a lo largo del eje z, y los otros se controlan con corrientes moduladas en el tiempo para inclinar y rotar el campo general. Mientras que esta técnica se emplea de forma rutinaria para la resonancia magnética nuclear (NMR, por sus siglas en inglés “*Nuclear Magnetic Resonance*”) en estado sólido, las heterogeneidades de campo magnético adicionales requeridas para la NMR constituyen una barrera técnica notable. Esto, junto con la alta potencia requerida para instalar el campo principal (θ_M es un ángulo grande), hace que los enfoques actuales de MARF también sean poco prácticos para MRI.

El fondo anterior explica la ausencia de escáneres de MRI capaces de obtener imágenes simultáneas de alta calidad de tejidos blandos y duros. La presente invención plantea una solución a los problemas del estado de la técnica antes mencionados.

DESCRIPCIÓN BREVE DE LA INVENCION

La presente invención aborda los inconvenientes mencionados anteriormente, proporcionando un sistema y un método para lograr un control rápido de la distribución espacial del campo magnético, basado con carácter general en el giro en ángulo mágico de campos magnéticos no homogéneos espacialmente, o MASSIF (de su término en inglés “*Magic Angle Spinning of Spatially Inhomogeneous Fields*”) si bien, en realizaciones particulares de la invención, dichos campos pueden configurarse también de forma localmente homogénea. La invención es capaz, por tanto, de obtener imágenes de tejidos blandos y duros simultáneamente mediante una técnica MARF y, ventajosamente, permite un control de tiempo rápido (llegando a frecuencias superiores a 100 kHz) de la dirección del campo magnético y de la distribución espacial de la fuerza sobre el campo de visión (o FOV, de su término en inglés “*Field of View*”, correspondiente a la región o volumen sobre el que se generan las señales de RM y se obtienen las imágenes correspondientes).

La invención se basa, principalmente, en una pluralidad de elementos magnéticos que se dispone alrededor de un perímetro, y se configuran de manera que el campo magnético generado por cada uno de dichos elementos en el campo de visión (FOV) apunte a un ángulo $\approx \theta_M$ con respecto a un eje de referencia estático z, en el marco de referencia del laboratorio. Estos elementos magnéticos pueden comprender, por ejemplo, bobinas dispuestas con el fin de generar directamente el campo magnético deseado, o pueden estar enrolladas alrededor de imanes electro-permanentes para controlar la

magnetización de mismos, y que a su vez generan los campos magnéticos deseados. Mediante la conexión de dichos elementos magnéticos a uno o más módulos electrónicos, es posible generar las corrientes variables en el tiempo que pasan a través de las bobinas. De esta manera, se consigue un control en el tiempo de la intensidad y de la dirección del campo magnético generado en el FOV, que es el requisito principal para la técnica MASSIF.

Más concretamente, un primer objeto de la invención se refiere a un sistema de generación de señales de resonancia magnética sobre una muestra bajo estudio, que ventajosamente comprende:

- un primer conjunto de n elementos magnéticos, configurados para generar un campo magnético activable sobre la muestra bajo estudio en un campo de visión;
- medios de activación configurados para activar secuencialmente los campos magnéticos de los n elementos magnéticos, generando un campo magnético eficaz de revolución alrededor de un eje;

y donde los elementos magnéticos están dispuestos de manera que el eje formado por los polos de cada uno de dichos elementos magnéticos está orientado hacia el campo de visión formando un ángulo θ_m con el eje de revolución del campo magnético eficaz sobre la muestra.

En el ámbito de la invención, existen diferentes opciones para la realización de los elementos magnéticos. Por ejemplo, pueden tomar la forma de un solenoide, de una bobina plana, de un imán permanente o un imán electro-permanente (o EPM, de su término en inglés "Electro-permanent Magnet"), que puede pulsarse pasando una corriente eléctrica a través de una bobina enrollada alrededor de él. Asimismo, si bien en el presente documento se utilizará la expresión genérica "polos" para referirse a la orientación de los citados elementos magnéticos en el espacio, dicha expresión se ha de entender, de forma no limitativa, como relativa al eje principal de polaridad del campo magnético de dichos elementos, independientemente de la realización específica que éstos adopten.

La invención puede configurarse para generar tanto campos magnéticos espacialmente homogéneos (permitiendo que el sistema pueda usarse para espectroscopia MR/MRS), como para generar campos magnéticos inhomogéneos (aptos para técnicas MRI), por ejemplo, mediante la instalación de elementos magnéticos adicionales (típicamente llamados "bobinas de gradiente" en la comunidad MRI) para generar campos no homogéneos que codifican la información espacial en la frecuencia y fase de precesión

de spin. Si la intensidad del campo magnético giratorio no es homogénea, hace innecesarios los campos dedicados de gradiente (y su hardware correspondiente). Ello permite la reconstrucción de imágenes tridimensionales sin requisitos adicionales, lo que amplía cualitativamente el rendimiento de las configuraciones de campos magnéticos de codificación espacial (rSEM) giratorios del estado de la técnica.

En una realización preferente de la invención, como se ha mencionado el ángulo θ_m posee un valor sustancialmente de $\arccos(1/\sqrt{3})$, correspondiente al valor de ángulo mágico.

En otra realización preferente de la invención, los elementos magnéticos están situados a una distancia r_0 del centro del campo de visión de dicho sistema, sobre una circunferencia cuyo plano es sustancialmente perpendicular al eje de revolución del campo magnético eficaz.

En otra realización preferente de la invención, los n elementos magnéticos están dispuestos, angularmente, de forma sustancialmente equiespaciada en la trayectoria de revolución del campo magnético eficaz.

En otra realización preferente de la invención, los elementos magnéticos comprenden solenoides, bobinas planas conductoras o electroimanes sometidos a corrientes eléctricas de inducción magnética.

En otra realización preferente de la invención, los medios de activación comprenden generadores de corrientes eléctricas pulsadas, conectados a los elementos magnéticos.

En otra realización preferente de la invención, el sistema comprende un segundo conjunto de elementos magnéticos adicionales, activables por los medios de activación y dispuestos en el sistema complementariamente a la disposición del primer conjunto de elementos magnéticos, de forma que ambos conjuntos generan un campo magnético homogéneo sobre el campo de visión al ser activados por los medios de activación.

En otra realización preferente de la invención, el sistema comprende adicionalmente uno o más medios de excitación por radiofrecuencia de la muestra bajo estudio.

En otra realización preferente de la invención, los medios de activación de los elementos magnéticos comprenden un ordenador de control integrado con un módulo de electrónica

de baja potencia, conectado a los elementos magnéticos a través de un módulo de electrónica de alta potencia.

5 En otra realización preferente de la invención, el módulo de electrónica de alta potencia comprende una fuente de alimentación y/o un amplificador de potencia analógico, configurados para comunicarse con el ordenador de control en cooperación con el módulo de electrónica de baja potencia.

10 En otra realización preferente de la invención, el sistema de generación forma parte de un equipo de MR y, más preferentemente, de un equipo de imagen médica odontológica mediante MR. La invención resulta especialmente apta para este tipo de aplicaciones, dada su capacidad de implementación en aparatos de dimensiones reducidas.

15 Un segundo objeto de la invención se refiere a un método de generación de señales de resonancia magnética sobre una muestra bajo estudio, que comprende el uso de un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores para generar una activación secuencial de los campos magnéticos del primer conjunto de n elementos magnéticos, generando un campo magnético eficaz rotante alrededor del eje.

20 En una realización preferente del método de la invención, se activa un único elemento magnético a la vez de entre los n que conforman el primer conjunto, durante un espacio de tiempo de duración $t = T_r / n = 2 \pi / (n \omega_r)$, donde T_r es el periodo total de revolución del campo magnético global del sistema, y ω_r es la frecuencia angular correspondiente.

25 En otra realización preferente del método de la invención, se activa una pluralidad de elementos magnéticos a la vez, mediante generadores de corriente alterna.

30 En otra realización preferente del método de la invención, éste comprende asimismo la detección de las señales de resonancia magnética en el tiempo $s(t)$ generadas en la muestra bajo estudio en el campo de visión, y el análisis de la distribución de densidad de spin $\rho(r)$ y del campo magnético generado sobre dicha muestra, cuando ésta se encuentra sometida a excitación por radiofrecuencia.

35 En otra realización preferente del método de la invención, la señal temporal detectada $s(t)$ está relacionada con la distribución de densidad de spin $\rho(r)$ a través de una función de codificación $\Phi(r, t)$ que calcula la fase de resonancia magnética adquirida para cada punto en el espacio r , para cada instante en el tiempo t .

$$s(t) = \int_{\text{FoV}} e^{-i\Phi(\vec{r},t)} \rho(\vec{r}) d\vec{r},$$

con:

$$\Phi(\vec{r}, t) = \int_0^t \omega_L(\vec{r}, t') dt' = \int_0^t \gamma \vec{m}(\vec{r}) \cdot \vec{B}(\vec{r}, t') dt',$$

donde ω_L es la frecuencia de precesión de Larmor, γ es el factor giromagnético, $\vec{B}(\vec{r}, t')$ el campo magnético en una posición determinada $\vec{r}$ y un instante t' , y $\vec{m}(\vec{r})$ es un vector unitario en la dirección de la magnetización en $\vec{r}$.

Los anteriores y otros aspectos y ventajas de la invención se describirán en mayor detalle en las secciones subsiguientes del presente documento. En dicha descripción, se hará referencia a una serie de dibujos que se muestran a modo de ejemplo de realizaciones preferidas de la invención. Sin embargo, estas realizaciones no representan necesariamente el alcance completo de la invención, que estará delimitado por las reivindicaciones y por su interpretación por parte de un experto medio en la materia a la luz de la descripción detallada del presente documento.

A lo largo de la presente descripción, se entenderán las expresiones, “sustancialmente” “sustancialmente igual” o “sustancialmente de”, referidas al valor de una magnitud dada o a una determinada propiedad, como iguales a dicho valor o propiedad, o comprendidas en un rango de variación de $\pm 10\%$ respecto a los mismos.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para una comprensión más completa de la invención, se hace referencia a la siguiente descripción y los dibujos adjuntos, en los cuales:

La Figura 1 muestra un diagrama con una vista general de dos posibles realizaciones de la invención, en función de la distribución de sus elementos magnéticos.

La Figura 2 muestra el campo magnético y las distribuciones espaciales de frecuencia de Larmor de protón en tres planos cartesianos, para una realización preferente de la invención en $t = 0$.

La Figura 3 muestra el campo magnético y las distribuciones de frecuencia de Larmor de protón en las líneas a lo largo del ángulo mágico para una realización preferente de la

invención en los instantes en que se pulsán las bobinas que se emplean como elementos magnéticos del sistema de dicha invención.

5 La Figura 4 muestra el ángulo θ entre el campo magnético y el eje z en el plano $z = 0$ para una realización preferente de la invención en $t = 0$.

La Figura 5 muestra un diagrama de bloques con los componentes principales del hardware del sistema de la invención, en una realización preferente de la misma, y una posible secuencia de impulsos de corriente a través de las bobinas individuales para la técnica MASSIF.

10

La Figura 6 muestra una distribución esférica homogénea de protones (Fig. 6a), una versión discreta de la distribución original de 512 vóxeles (Fig. 6b) y la reconstrucción de la imagen resultante mediante el método de la invención en una realización preferente de la misma, después de 100 μ s (Fig. 6c).

15

La Figura 7 muestra la señal de MR inducida para una distribución esférica homogénea de protones y una realización preferente del sistema de la invención, incluidas las reconstrucciones de imágenes resultantes después de tiempos de adquisición de 10, 30 y 100 μ s.

20

La Figura 8 muestra una cadena de tres distribuciones esféricas homogéneas de protones (Fig. 8a), una versión discreta de la distribución original de 512 vóxeles (Fig. 8b) y la reconstrucción de la imagen resultante después de 100 μ s, empleando el sistema de la invención, en una realización preferente de la misma (Fig. 8c).

25

La Figura 9 muestra la señal de MR inducida para una cadena de tres distribuciones esféricas homogéneas de protones con el sistema de la invención, en una realización preferente de la misma.

30

La Figura 10 muestra la reconstrucción de la imagen resultante de la muestra en la FIG. 6 después de 100 μ s con el sistema de la invención, en una realización preferente de la misma y a la mitad de la frecuencia de rotación ($\omega_r = 2\pi \cdot 50$ kHz).

35 La Figura 11 muestra la señal de MR inducida para una distribución esférica homogénea de protones con el sistema de la invención, en una realización preferente de la misma y a la mitad de la frecuencia de rotación ($\omega_r = 2\pi \cdot 50$ kHz).

La Figura 12 muestra la comparación entre la reconstrucción de la imagen resultante de la muestra en la Figura 6, después de 100 μ s con el sistema de la invención, en una realización preferente de la misma y a la mitad de la frecuencia de rotación ($\omega_r = 2\pi \cdot 50$ kHz).

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

A continuación se describen diferentes realizaciones preferentes de la invención, basadas en las Figuras 1-12 del presente documento.

La Figura 1 muestra una disposición de una realización preferida del sistema de la invención, que se presenta a modo de ejemplo y, por tanto, con fines no limitativos de la misma. En dicha Figura 1, se aprecia una pluralidad de n elementos magnéticos (1), preferentemente dispuestos alrededor de una circunferencia (si bien otras configuraciones son igualmente posibles en el ámbito de la invención). Cuando una corriente eléctrica se pulsa a través de un elemento magnético (1), se convierte en un elemento magnético activo (2). En esta configuración, cada elemento magnético (1) se coloca, preferentemente, a una distancia r_0 del centro del campo de visión (3) (FOV) y se orienta de manera tal que genera un campo magnético (4) cuya dirección en el FOV (3) forma un ángulo θ_m con un eje z (5), que es estático en el marco de referencia del laboratorio. Las coordenadas de cada i -ésimo elemento magnético son: $r_0 \cdot \{\sin(\pi - \theta_m) \cdot \cos(\phi_i), \sin(\pi - \theta_m) \cdot \sin(\phi_i), \cos(\pi - \theta_m)\}$, con $\phi_i = (i-1) \cdot 2\pi/n$. Se puede agregar una matriz opcional de elementos magnéticos adicionales (6) cuando se requiere homogeneidad espacial del campo magnético sobre el FOV (3). En la mayoría de las realizaciones consideradas a continuación, esto se omitirá para evitar la necesidad de uso de bobinas de gradiente dedicadas para fines de imagen.

Existen diferentes opciones para la realización de los elementos magnéticos (1). Por ejemplo, pueden tomar la forma de un solenoide, de una bobina plana o de un imán electro-permanente (o EPM, de su término en inglés "Electro-permanent Magnet"), que puede pulsarse pasando una corriente eléctrica a través de una bobina enrollada alrededor de él.

A continuación, se describe una configuración particular de la invención, a la que se denominará en adelante como "Realización 1", que se aporta con fines ilustrativos y en la que se basa la mayoría de los cálculos y simulaciones incluidas en la presente

descripción. Dicha Realización 1 comprende $n = 4$ elementos magnéticos (1) que toman la forma de solenoides con 10 devanados cada uno, que se enrollan alrededor de cilindros de radios $r = 3.47$ cm. En la citada Realización 1, la longitud l del solenoide es mucho menor que r y r_0 , por lo que se puede aproximar a $l = 0$ en los cálculos que
 5 siguen. Los solenoides se colocan con sus centros a una distancia $r_0 = 5$ cm del centro del FOV (3), con sus ejes de simetría formando ángulos θ_m con el eje z . El FOV (3) es cúbico, con lados $l_{FOV} = 1$ cm. Cada elemento magnético activo (2) transporta una corriente eléctrica $I_0 = 500$ A.

- 10 Las Figuras 2-3 muestran la distribución de la intensidad del campo magnético espacial para la Realización 1 de la invención, cuando el único elemento magnético activo (2) es $i = 1$. Las frecuencias de Larmor de protón también se encuentran representadas en las figuras. La intensidad del campo magnético (4) generado por un único elemento magnético (1) toma valores de 13-21 mT sobre el FOV (3), correspondientes a
 15 frecuencias de Larmor de protón de 500-900 kHz. La distribución de ángulos entre el campo magnético (4) y el eje z (5) en el plano $z = 0$ se muestran en la Figura 4 y siempre están dentro de un margen de variación de 3° respecto a θ_m .

Los elementos mostrados en la Figura 1 forman, así, la esencia de la invención
 20 divulgada. No obstante, para poder aplicarla a técnicas de MR, se deben agregar capacidades de excitación de spin y detección. Ello se puede hacer, por ejemplo, con elementos de radiofrecuencia (RF) estándar, sintonizados a la frecuencia de resonancia de precesión de Larmor de los núcleos sujetos a estudio. Para la obtención de imágenes de las muestras, una secuencia de pulsos típica comienza con la excitación de los
 25 núcleos por radiofrecuencia, transformando la magnetización longitudinal como una magnetización transversal detectable.

En el sistema de la Figura 1, la excitación de RF se puede llevar a cabo con un solo elemento magnético activo (2), o con múltiples elementos magnéticos (1) activados, lo
 30 que produce un campo magnético (4) mayor, que pre-polariza la muestra para obtener una proporción señal/ruido (SNR, del inglés "Signal to Noise Ratio") mejorada. Opcionalmente, también se puede integrar una configuración de pre-polarización dedicada. En ambos casos, la muestra se termaliza con el campo de pre-polarización y la magnetización crece en consecuencia, después de lo cual el campo se apaga y los
 35 pulsos de RF son ejecutados según una secuencia programada. De esta manera, es posible aumentar la baja SNR inherente a los campos magnéticos débiles, siempre que la

secuencia se lleve a cabo antes de que la magnetización retermalice con el campo bajo, que ocurre con una constante de tiempo típicamente larga.

En lugar de utilizar una secuencia de MR convencional después del pulso de excitación RF, la técnica MASSIF de la invención se basa en el control rápido de las corrientes eléctricas para rotar el campo magnético (4) global alrededor del eje z (5). La Figura 5 muestra un diagrama de bloques con los componentes principales del hardware del sistema de la invención, junto con una posible secuencia de impulsos de corriente a través de una pluralidad de bobinas individuales para implementar el método de obtención de imágenes de la invención. Los componentes de hardware incluyen, por ejemplo, un ordenador de control (7), preferentemente integrado con un módulo de electrónica de baja potencia (8) y un módulo de electrónica de alta potencia (9). La Figura 5 muestra una realización en la que se combinan el ordenador de control (7) y la electrónica de baja potencia (8). Normalmente, la electrónica de alta potencia (9) será un módulo separado. Si se trata de una fuente de alimentación, preferentemente ésta soportará comunicación digital, en cuyo caso el ordenador de control (7) envía información digital sobre la secuencia de pulsos que se debe programar en una memoria interna de la electrónica de alta potencia (9), y la electrónica de baja potencia (8) envía los disparadores para generar los pulsos de alta potencia. Si la electrónica de alta potencia (9) es un amplificador de potencia analógico, el ordenador de control (7) envía información digital sobre la secuencia de pulsos que se programará en una memoria interna de la electrónica de baja potencia (8), y la electrónica de baja potencia (8) envía las ecuaciones de los pulsos de baja potencia que se amplifican en la electrónica de alta potencia (9).

Se pueden concebir múltiples secuencias de pulsos para un control rápido del campo magnético (4). Una posibilidad es tener un único elemento magnético activo (2) a la vez de entre los n que conforman el conjunto total, durante una ventana de tiempo de duración $t_{\text{bobina}} = T_r / n = 2 \pi / (n \omega_r)$, donde T_r es el periodo total de revolución del sistema, y ω_r es la frecuencia angular correspondiente. Ello se representa en la Figura 5 y se utiliza para todos los cálculos a continuación. Otra posibilidad es utilizar un control de tiempo más complejo, por ejemplo, activando todos los elementos magnéticos (1) simultáneamente con generadores de corriente alterna (AC), en la forma $I_0 \cdot \cos(\omega_r \cdot t + \varphi_i)$, con $\varphi_i = (i - 1) \pi / n$, para elementos magnéticos (1) que se ejecutan desde $i = 1$ hasta n .

Además del sistema descrito en los párrafos precedentes, la presente invención se refiere también a un método para implementar MASSIF con dicho sistema, para la generación

de imágenes MR de los objetos bajo estudio. A diferencia de las realizaciones típicas de MRI, los campos magnéticos inhomogéneos empleados en MASSIF pueden variar en escalas de tiempo significativamente más cortas que la ventana de adquisición de señal. Asimismo, al igual que sucede en las técnicas de MRI de campo magnético de codificación espacial (rSEM), las transformaciones de Fourier directamente obtenidas de las señales dependientes del tiempo adquiridas en el detector de RF no producen necesariamente una imagen de la muestra, ya que las inhomogeneidades del campo magnético no se describen mediante gradientes lineales simples. En cambio, la señal de tiempo detectada $s(t)$ está relacionada con la distribución de densidad de spin $\rho(r)$ a través de una función de codificación $\Phi(r,t)$ que calcula la fase MR adquirida para cada punto en el espacio, para cada instante en el tiempo:

$$s(t) = \int_{\text{FoV}} e^{-i\Phi(\vec{r},t)} \rho(\vec{r}) d\vec{r}, \quad (\text{Ec. 1})$$

con:

$$\Phi(\vec{r},t) = \int_0^t \omega_L(\vec{r},t') dt' = \int_0^t \gamma \vec{m}(\vec{r}) \cdot \vec{B}(\vec{r},t') dt', \quad (\text{Ec. 2})$$

donde ω_L es la frecuencia de precesión de Larmor, y la relación giromagnética ($\approx 2\pi \cdot 42$ MHz/T para protones), $\vec{B}(\vec{r},t')$ el campo magnético en una posición determinada $\vec{r}$ y un instante t' , y $\vec{m}(\vec{r})$ es un vector unitario en la dirección de la magnetización en $\vec{r}$.

Cuando se discretiza, $s(t)$ se convierte en un vector $\mathbf{S}$ de longitud igual al número de pasos de tiempo t_n , $\rho(\vec{r})$ se convierte en un vector $\boldsymbol{\rho}$ de longitud igual al número de vóxeles v_n , y $\Phi(\vec{r},t)$ se convierte en una matriz Φ con t_n filas y v_n columnas, referida como "matriz de codificación". Después de la discretización, la Ecuación 1 se convierte en:

$$\mathbf{S} = \Phi \cdot \boldsymbol{\rho}, \quad (\text{Ec. 3})$$

y $\boldsymbol{\rho}$ puede obtenerse como $\Phi^{-1}\mathbf{S}$, desde donde se puede recuperar inequívocamente una imagen.

Todas las reconstrucciones de imágenes a continuación se basan en la Realización 1, con los siguientes parámetros, a menos que se especifique lo contrario:

- $\omega_r = 2\pi \cdot 100$ kHz ($T_r = 10$ μ s, suficiente para el estrechamiento de líneas de ángulo mágico para los tejidos biológicos más duros).
- Tiempo total de adquisición $t_{\text{acq}} = 100$ μ s.
- $t_n = 1000$ pasos de tiempo (tiempo de resolución $\delta t = 100$ ns).
- $v_n = 512$ vóxeles (resolución espacial $\delta r = 1.25$ mm).

- La secuencia de pulsos representada en la Figura 5.

Se asumirá también que la detección de la señal es homogénea en todo el FOV (3), independientemente de la orientación local instantánea del campo magnético (4). Las pequeñas variaciones de θ visibles en la Figura 4 para estas condiciones indican que esta aproximación resulta razonable si se emplea un único detector coaxial con el eje z (5).

Se considera, a continuación, una muestra cuyos espines están distribuidos homogéneamente sobre el volumen de una esfera. Ésta corresponde a la gráfica de la Figura 6a. El segundo gráfico (Figura 6b) es la versión discretizada de la distribución original (512 vóxeles). La señal de tiempo discretizada $\mathbf{S}$ inducida por la muestra en un detector ideal, como se describe anteriormente, se representa en la gráfica superior izquierda de la Figura 7. Con el fin de reconstruir una imagen a partir de ella, la matriz Φ se calcula con la Ecuación 2. Posteriormente, usando la Ecuación 3, se resuelven los valores de ρ , de donde se obtiene la reconstrucción correspondiente a la Figura 6c.

La información obtenida del objeto muestreado depende, en gran medida, del tiempo total de adquisición t_{acq} . Las gráficas 3D de la parte inferior de la Figura 7 muestran las reconstrucciones siguiendo el procedimiento descrito en el párrafo anterior, pero para $t_{acq} = 10$ y $30 \mu s$. Como se puede apreciar, la diferencia entre los dos es pequeña. Esto se relaciona con la información escasa (es decir, la amplitud de la señal) en el intervalo de tiempo entre 10 y $30 \mu s$, que a su vez está relacionado con la frecuencia de rotación del campo magnético ω_r . Ello sugiere ya un aspecto importante de MASSIF sobre el que detallamos a continuación: las frecuencias de rotación rápida de MASSIF permiten una reconstrucción de imagen mucho más rápida que otras técnicas MRI.

Los resultados de los cálculos anteriores aplicados a un segundo objeto menos simétrico se presentan en la Figuras 8-9. El objeto en este caso es una cadena de tres pequeñas distribuciones de spin esféricas centradas en el centro y dos de las esquinas del FOV (3).

Se pueden obtener imágenes de MR de alta calidad en los escáneres de MRI en los que la evolución de la fase cambia significativamente dentro de las dimensiones de la muestra. Por esta razón, para obtener imágenes de MR de alta resolución, los escáneres

convencionales utilizan gradientes magnéticos fuertes. En MASSIF, sin embargo, hay un grado adicional de libertad que se puede usar para controlar la resolución espacial: la frecuencia de rotación ω_r . La fase de MR adquirida en cada punto del espacio depende no solo de su posición r (como es el caso de la NMR convencional), sino también de ω_r . Esto se evidencia en la Ecuación 2, donde la dependencia explícita en el tiempo de $B(r, t)$ se debe únicamente al hecho de que el campo magnético está girando.

La influencia de ω_r en la imagen reconstruida se aprecia claramente en la Figura 10, que muestra la reconstrucción de la imagen de la muestra obtenida en la Figura 6 después de 100 μs con la Realización 1 a la mitad de la frecuencia de rotación ($\omega_r = 2\pi \cdot 50$ kHz). La señal de tiempo S se representa en la Figura 11, mientras que la Figura 12 se realiza una comparación directa de los resultados de las imágenes a 50 y 100 kHz.

REIVINDICACIONES

1.- Sistema de generación de señales de resonancia magnética sobre una muestra
5 bajo estudio,

caracterizado por que comprende:

- un primer conjunto de n elementos magnéticos (1), configurados para generar un campo magnético activable sobre la muestra bajo estudio en un campo de visión (3);

10 - medios de activación configurados para activar secuencialmente los campos magnéticos (4) de los n elementos magnéticos (1), generando un campo magnético eficaz de revolución alrededor de un eje (5);

y donde los elementos magnéticos (1) están dispuestos de manera que el eje formado por los polos de cada uno de dichos elementos magnéticos (1) está orientado hacia el campo de visión (3) formando un ángulo θ_m con el eje (5) de revolución del
15 campo magnético eficaz sobre la muestra.

2.- Sistema según la reivindicación anterior, donde θ_m posee un valor sustancialmente de $\arccos(1/\sqrt{3})$.

20 3.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde los elementos magnéticos (1) están situados a una distancia r_0 del centro del campo de visión (3) de dicho sistema, sobre una circunferencia cuyo plano es sustancialmente perpendicular al eje (5) de revolución del campo magnético eficaz.

25 4.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde los n elementos magnéticos (1) están dispuestos, angularmente, de forma sustancialmente equiespaciada en la trayectoria de revolución del campo magnético eficaz.

30 5.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde los elementos magnéticos (1) comprenden solenoides, bobinas planas conductoras y/o electroimanes sometidos a corrientes eléctricas de inducción magnética.

35 6.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde los medios de activación comprenden generadores de corrientes eléctricas pulsadas, conectados a los elementos magnéticos (1).

7.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende un segundo conjunto de elementos magnéticos adicionales (6), activables por los medios de activación y dispuestos en el sistema complementariamente a la disposición del primer conjunto de elementos magnéticos (1), de forma que ambos conjuntos (1, 6) generan un campo magnético homogéneo sobre el campo de visión (3) al ser activados por los medios de activación.

8.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente uno o más medios de excitación por radiofrecuencia de la muestra bajo estudio.

9.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde:

- los medios de activación de los elementos magnéticos comprenden un ordenador de control (7) integrado con un módulo de electrónica de baja potencia (8), conectado a los elementos magnéticos (1) a través de un módulo de electrónica de alta potencia (9); y
- donde, opcionalmente, dicho módulo de electrónica de alta potencia (9) comprende una fuente de alimentación y/o un amplificador de potencia analógico, configurados para comunicarse con el ordenador de control (7) en cooperación con el módulo de electrónica de baja potencia (8).

10.- Sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde dicho sistema forma parte de un equipo de MR y/o de un equipo de imagen médica odontológica.

11.- Método de generación de señales de resonancia magnética sobre una muestra bajo estudio, que comprende el uso de un sistema según cualquiera de las reivindicaciones anteriores para generar una activación secuencial de los campos magnéticos (4) del primer conjunto de n elementos magnéticos (1), generando un campo magnético (4) eficaz rotante alrededor del eje (5).

12.- Método según la reivindicación anterior, donde se activa un único elemento magnético (2) a la vez de entre los n que conforman el primer conjunto, durante un espacio de tiempo de duración $t = T_r / n = 2 \pi / (n \omega_r)$, donde T_r es el periodo total de revolución del campo magnético (4) global del sistema, y ω_r es la frecuencia angular correspondiente.

13.- Método según la reivindicación 11, donde se activa una pluralidad de elementos magnéticos (1) a la vez, mediante generadores de corriente alterna.

14.- Método según cualquiera de las reivindicaciones 11-13, que comprende asimismo la detección de las señales de resonancia magnética en el tiempo $s(t)$ generadas en la muestra bajo estudio en el campo de visión (3), y el análisis de la distribución de densidad de spin $\rho(r)$ y del campo magnético (4) generado sobre dicha muestra, cuando ésta se encuentra sometida a excitación por radiofrecuencia.

15.- Método según la reivindicación anterior, donde la señal de tiempo detectada $s(t)$ está relacionada con la distribución de densidad de spin $\rho(r)$ a través de una función de codificación $\Phi(r,t)$ que calcula la fase de resonancia magnética adquirida para cada punto en el espacio r , para cada instante en el tiempo t :

$$s(t) = \int_{\text{FoV}} e^{-i\Phi(\vec{r},t)} \rho(\vec{r}) d\vec{r},$$

con:

$$\Phi(\vec{r},t) = \int_0^t \omega_L(\vec{r},t') dt' = \int_0^t \gamma \vec{m}(\vec{r}) \cdot \vec{B}(\vec{r},t') dt',$$

donde ω_L es la frecuencia de precesión de Larmor, y la relación giromagnética, $\vec{B}(\vec{r},t')$ el campo magnético en una posición determinada $\vec{r}$ y un instante t' , y $\vec{m}(\vec{r})$ es un vector unitario en la dirección de la magnetización en $\vec{r}$.

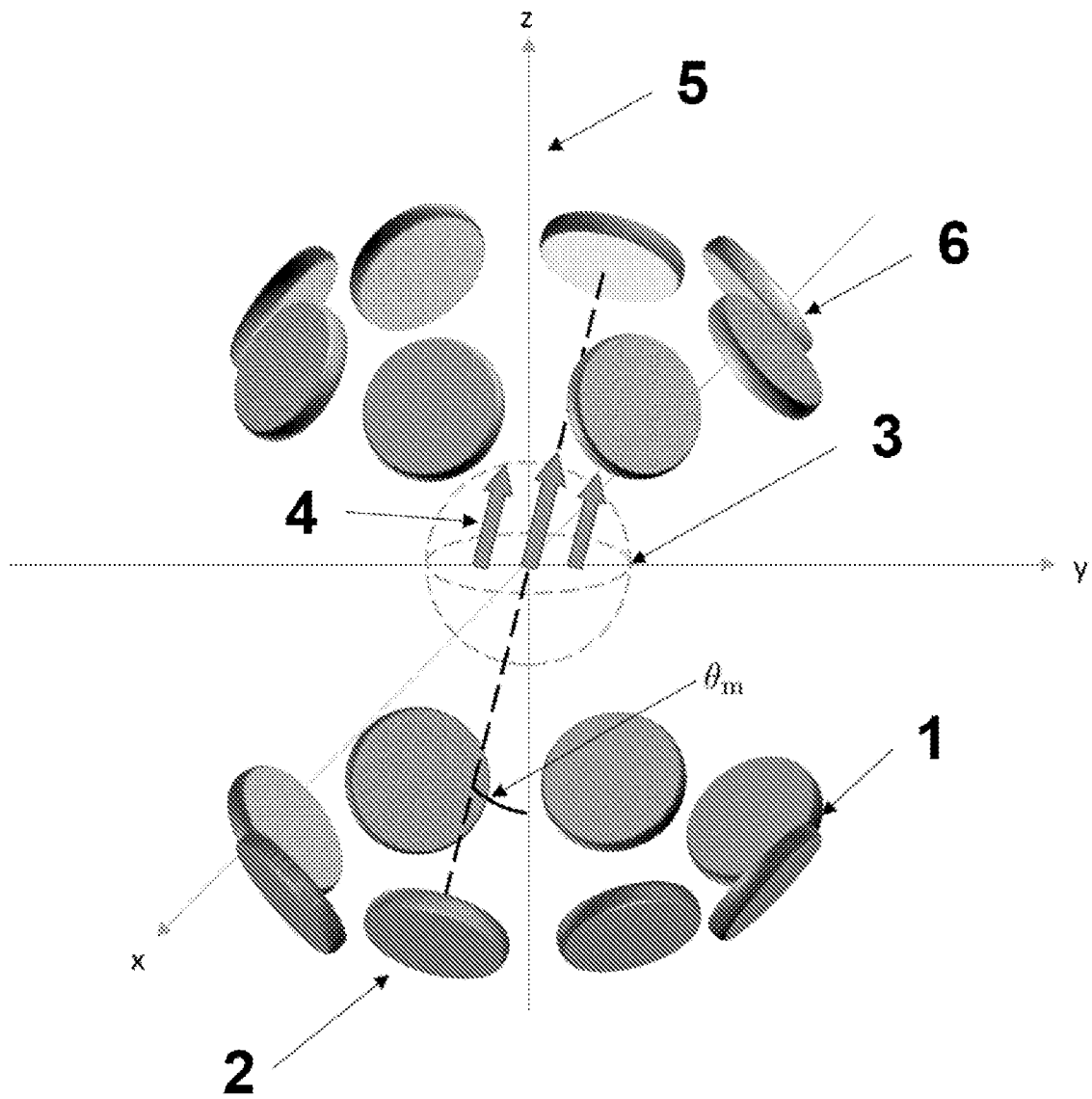
DIBUJOS

FIG. 1

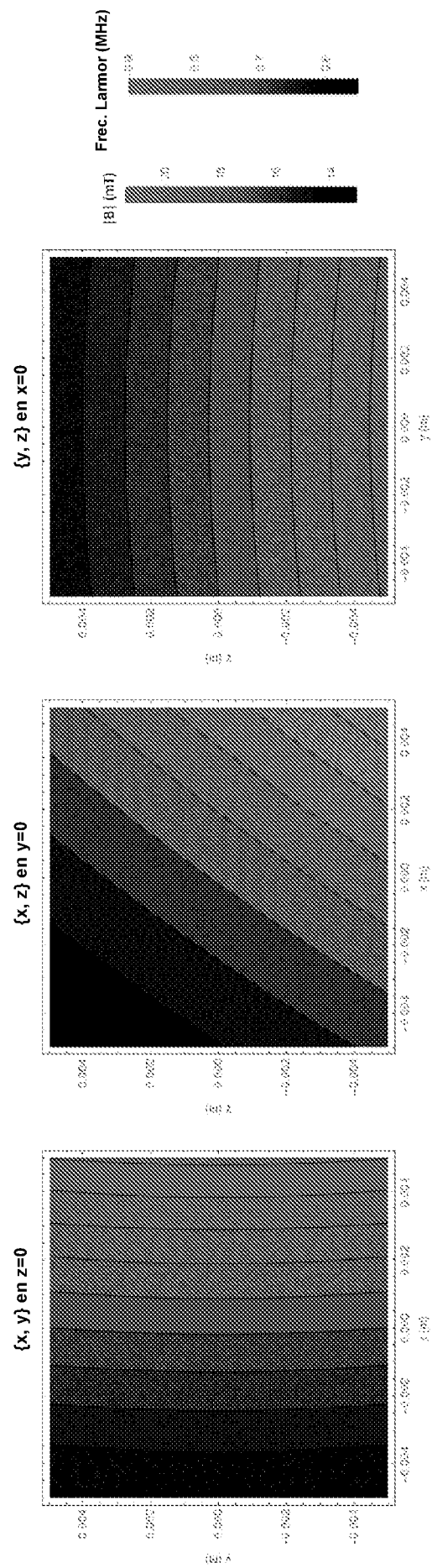


FIG. 2

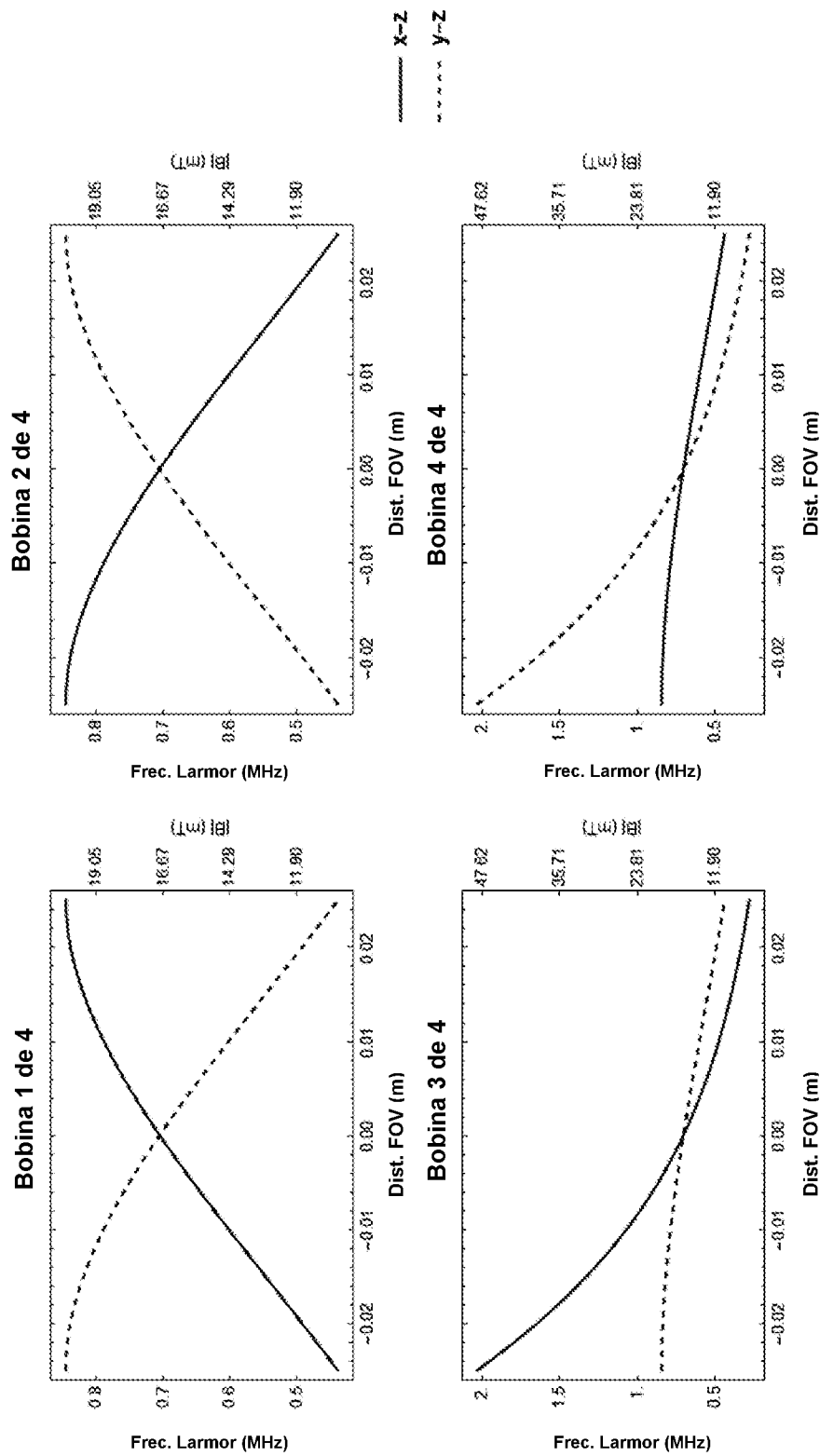


FIG. 3

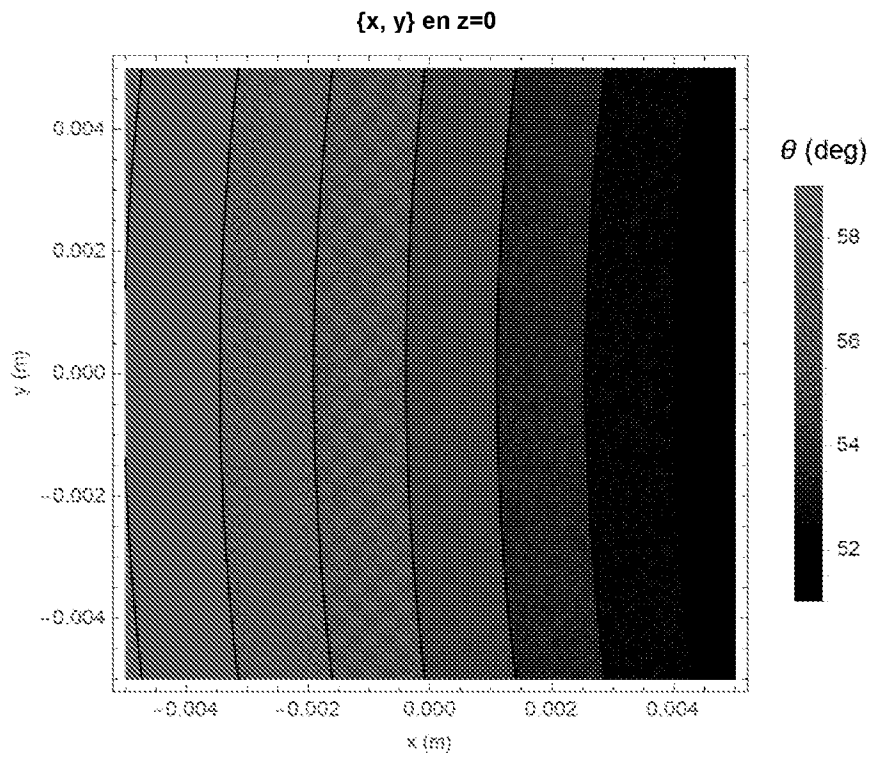


FIG. 4

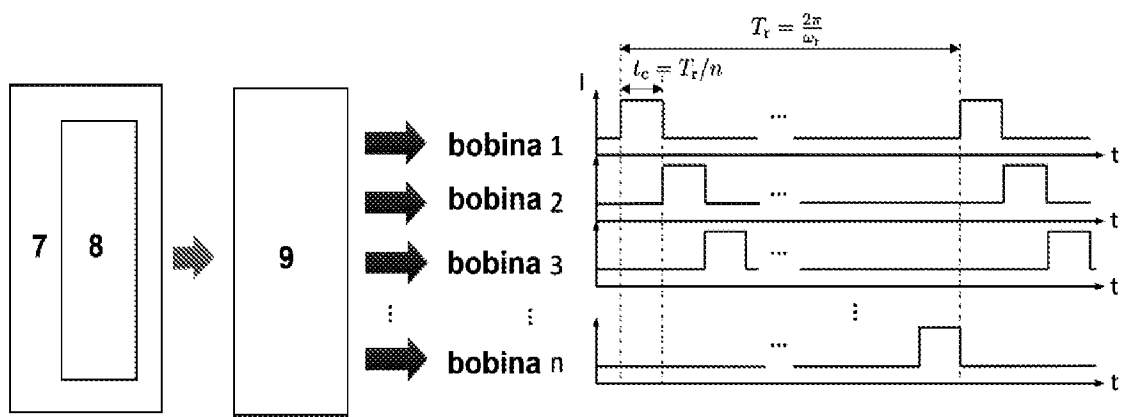


FIG. 5

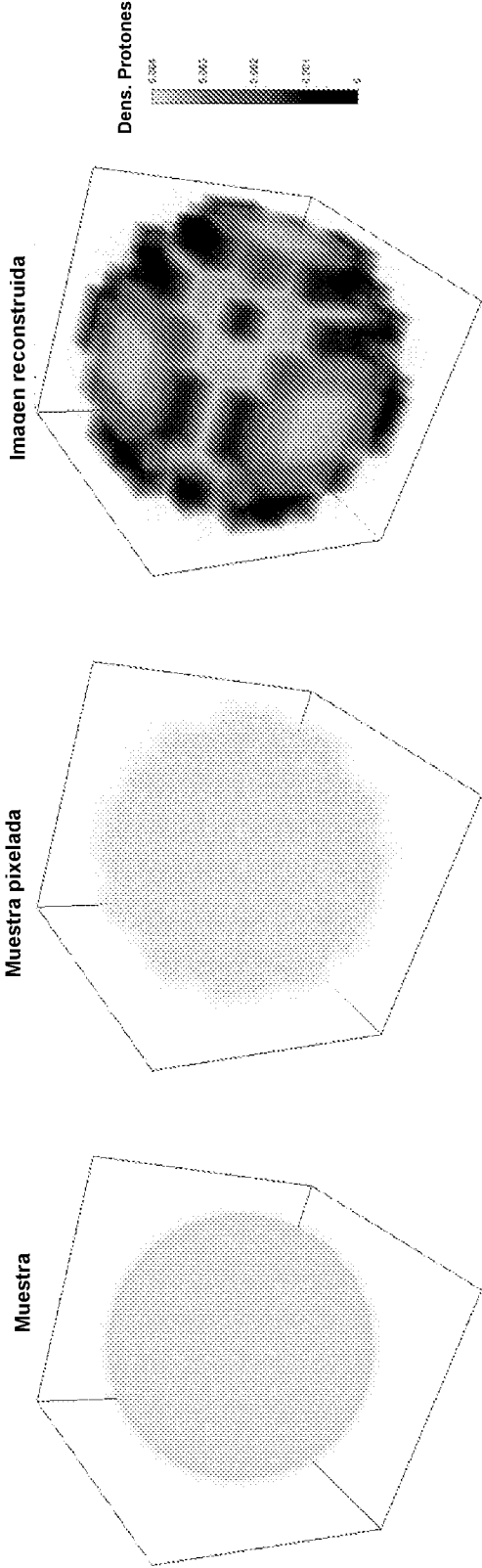


FIG. 6a

FIG. 6b

FIG. 6c

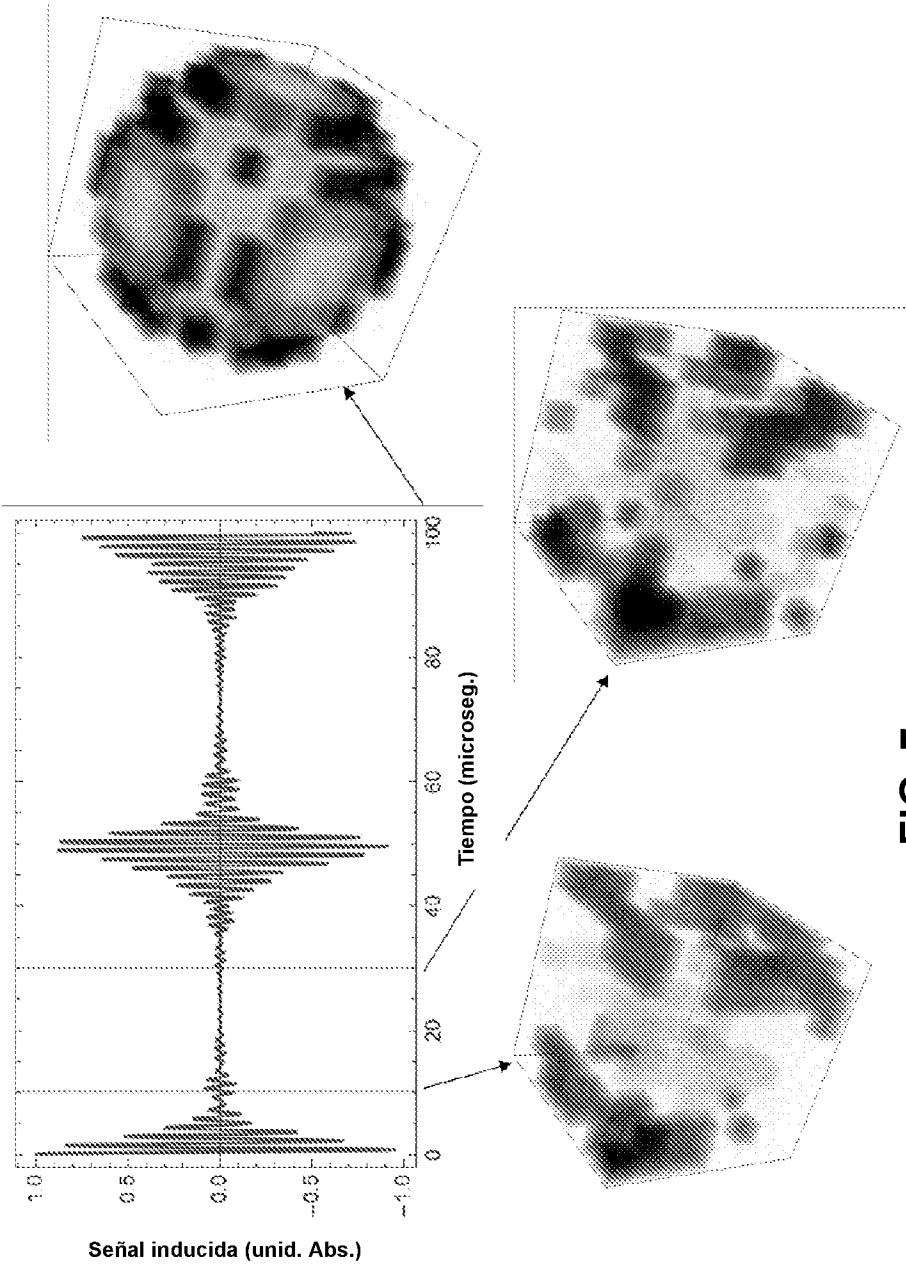


FIG. 7

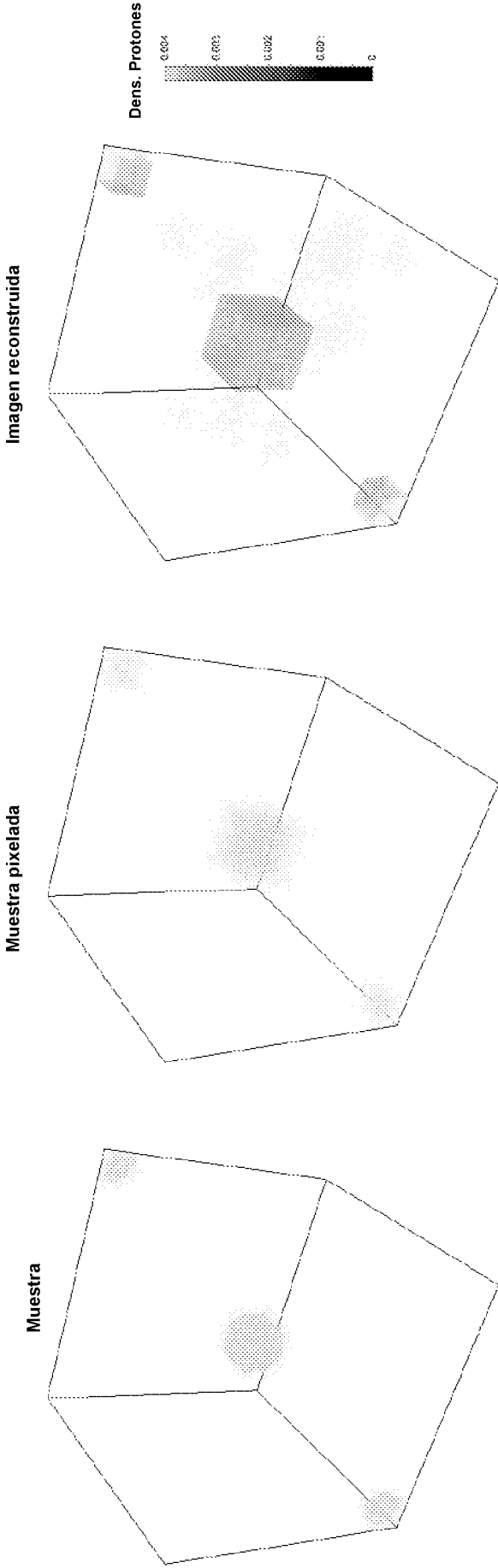


FIG. 8c

FIG. 8b

FIG. 8a

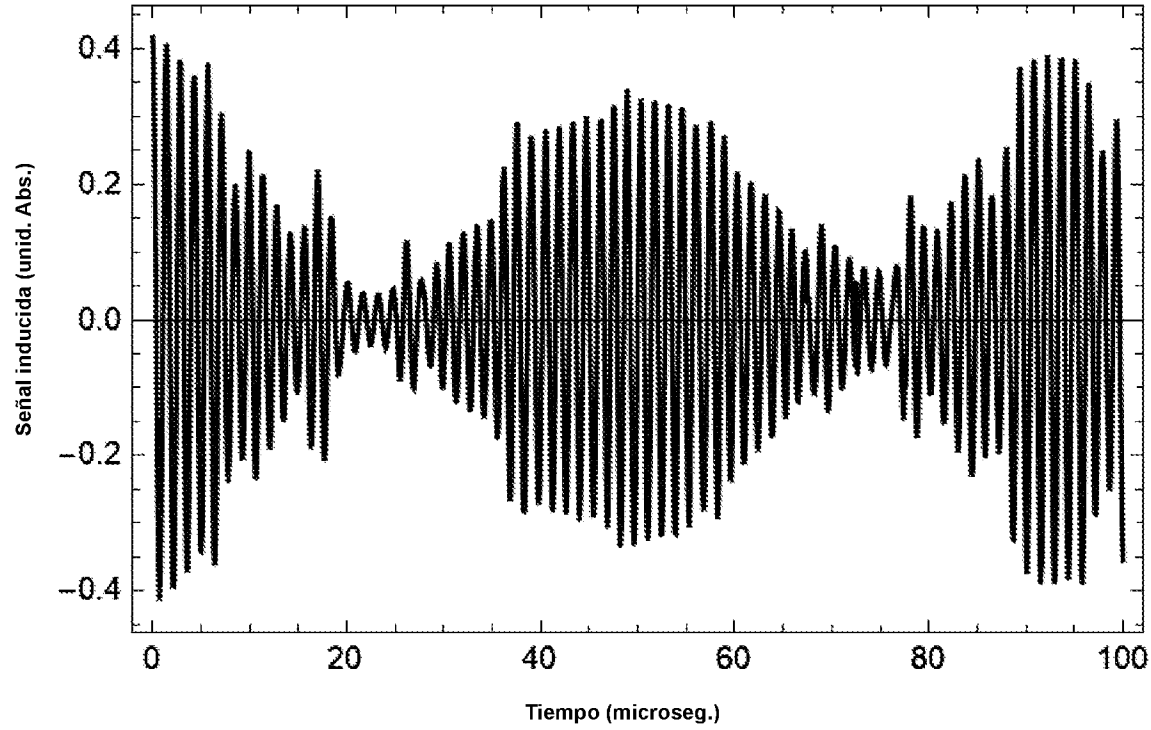


FIG. 9

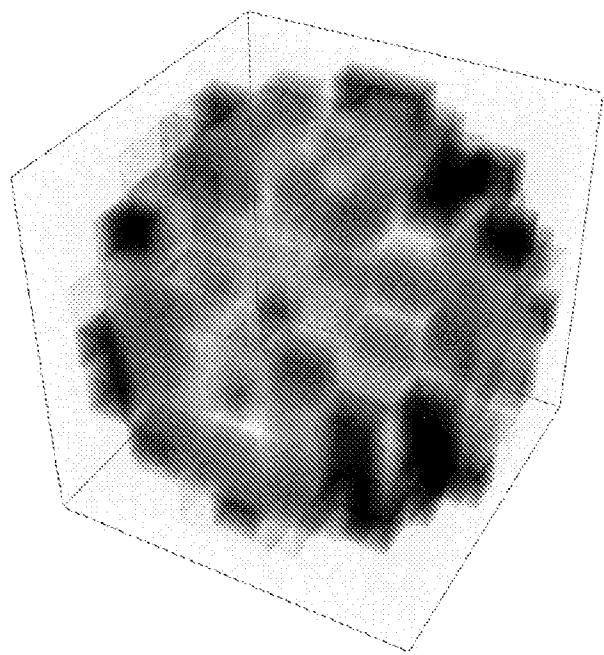


FIG. 10

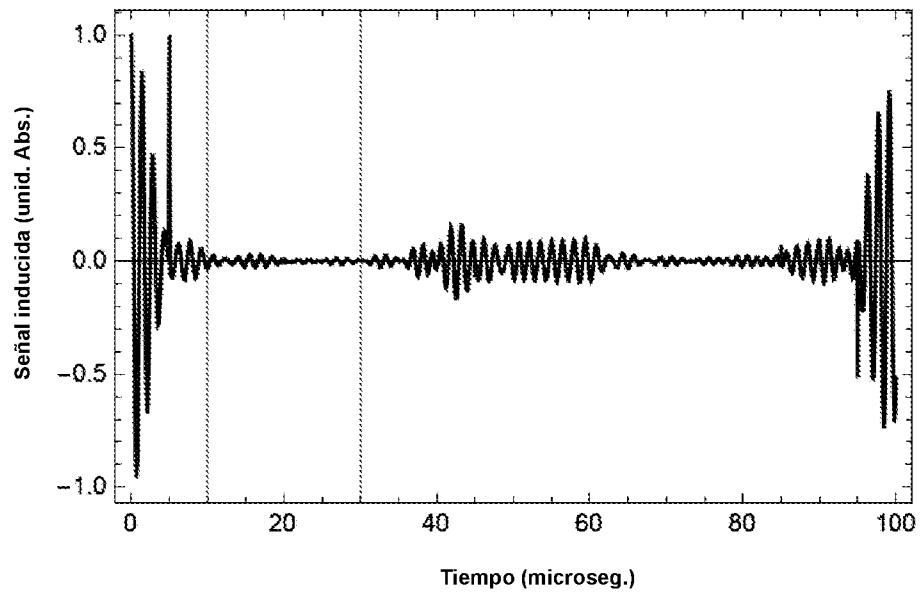


FIG. 11

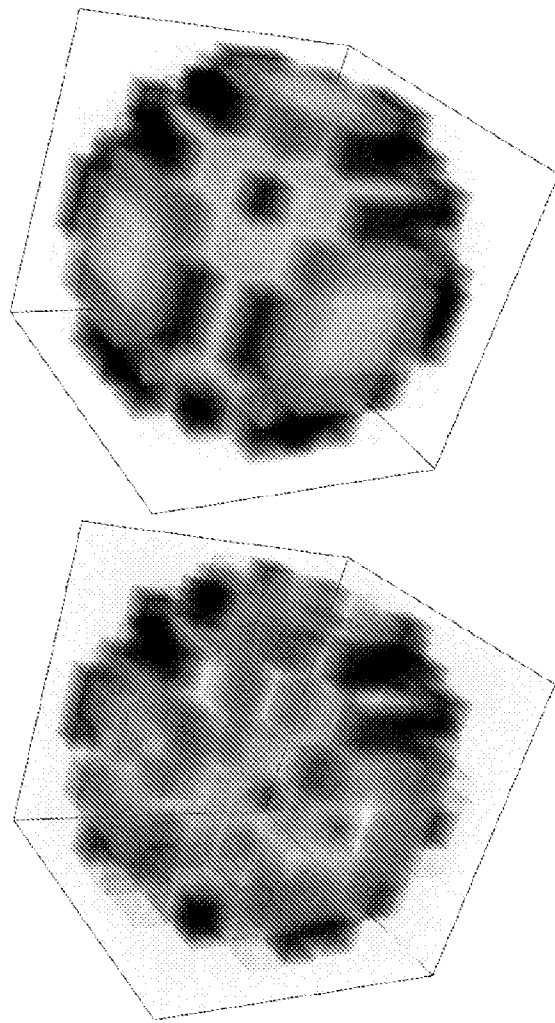


FIG. 12