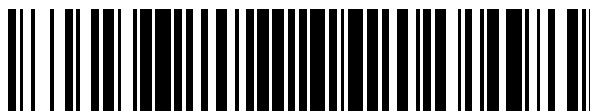


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 648 902**

51 Int. Cl.:

**G06K 9/00** (2006.01)

**G06K 9/62** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.07.2010 PCT/EP2010/060723**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.01.2011 WO11009945**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.07.2010 E 10742117 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.10.2017 EP 2457195**

54 Título: **Clasificación de datos de dispersión de microondas**

30 Prioridad:

**23.07.2009 US 227870 P**

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

**08.01.2018**

73 Titular/es:

**MEDFIELD DIAGNOSTICS AB (100.0%)**

**Medicinaregatan 8 B**

**413 46 Göteborg, SE**

72 Inventor/es:

**PERSSON, MIKAEL;**

**ALI KHORSHIDI, MOHAMMAD;**

**MCKELVEY, THOMAS;**

**YOUSEFI MESRI, HAMED y**

**KHAZAEI NAJAFABADI, MASOOD**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 648 902 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**

Clasificación de datos de dispersión de microondas

**Campo técnico**

5 Las realizaciones a modo de ejemplo presentadas en el presente documento se refieren a la recopilación y análisis de datos de dispersión de microondas.

**Antecedentes**

10 El diagnóstico de volúmenes cerrados, por ejemplo, pacientes médicos, se realiza típicamente con la utilización de técnicas de obtención de imágenes tales como obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI – Magnetic Resonance Imaging, en inglés). Otras técnicas, tales como la electroencefalografía (EEG), involucran el análisis de datos de medición, que involucra la actividad eléctrica del cerebro, para realizar diagnósticos.

El análisis y procesamiento de las señales de mediciones diagnósticas puede ser difícil si los datos son complejos y de gran volumen. Por lo tanto, existe la necesidad de utilizar herramientas y métodos de análisis adecuados para determinar los datos relevantes y obtener información relevante.

**Compendio**

15 Por lo tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar soluciones para el manejo de los datos de dispersión de microondas y proporcionar un resultado más fiable para la interpretación de los datos.

20 Aunque normalmente no se utilizan en el campo del diagnóstico, las ondas electromagnéticas son útiles para diversas aplicaciones que requieren un diagnóstico. Las ondas electromagnéticas proporcionan una medición en profundidad no invasiva en diferentes tipos de sujetos de prueba. Dichas mediciones proporcionan información útil que de otro modo sería invisible para el ojo humano.

Algunas realizaciones a modo de ejemplo se dirigen a un dispositivo, para determinar un estado interno de un volumen cerrado. El dispositivo comprende las características enumeradas en la reivindicación 1.

El volumen cerrado puede ser un paciente y el estado interno puede ser un estado médico. El volumen cerrado puede ser asimismo un árbol y el estado interno puede ser la salud del árbol.

25 Algunas realizaciones a modo de ejemplo se dirigen a un sistema para determinar un estado interno de un volumen cerrado. El sistema comprende las características enumeradas en la reivindicación 5.

**Breve descripción de los dibujos**

A continuación, la invención se describirá de una manera no limitativa y en más detalle haciendo referencia a las realizaciones a modo de ejemplo ilustradas en los dibujos adjuntos, en los que:

30 la figura 1 ilustra una descripción general del sistema de estimación del estado utilizando datos de dispersión de microondas, de acuerdo con algunas realizaciones a modo de ejemplo;

la figura 2 es un diagrama de flujo de acciones a modo de ejemplo que son tomadas por el sistema de la figura 1, de acuerdo con algunas realizaciones a modo de ejemplo;

35 las figuras 3A y 3B son diagramas de bloques de un aparato de medición que están incluidos en el sistema de la figura 1, de acuerdo con algunas realizaciones a modo de ejemplo;

las figuras 4A y 4B son ejemplos ilustrativos de formatos de datos de dispersión de microondas, de acuerdo con algunas realizaciones a modo de ejemplo;

las figuras 5 y 6 son ejemplos ilustrativos de la distancia angular calculada; y

40 las figuras 7, 8A y 8B son resultados experimentales gráficos, de acuerdo con algunas realizaciones a modo de ejemplo.

**Descripción detallada**

45 En la siguiente descripción, para fines de explicación y no de limitación, se exponen detalles específicos, tales como componentes, elementos, técnicas, etc. particulares con el fin de proporcionar una comprensión completa de las realizaciones a modo de ejemplo. Sin embargo, resultará evidente para un experto en la técnica que las realizaciones a modo de ejemplo pueden ser puestas en práctica de otros modos que se apartan de estos detalles específicos. En otros casos, descripciones detalladas de métodos y elementos conocidos se omiten para no ocultar la descripción de las realizaciones a modo de ejemplo.

Las ondas electromagnéticas en las frecuencias de microondas se utilizan para proporcionar información de un estado interno en el interior de las entidades estructurales, o volúmenes cerrados, debido a las diferencias en las propiedades dieléctricas. Diferentes tipos de entidades estructurales pueden estar en forma de un cuerpo humano o animal, o cualquier tipo de cuerpo orgánico o inorgánico, o cualquier otra entidad estructural conocida en la técnica que presenta diferentes propiedades dieléctricas en presencia de microondas

#### Introducción

De acuerdo con realizaciones a modo de ejemplo, cuando se proporciona información con respecto a un estado interno de un volumen cerrado, se utiliza un sistema para su clasificación. La figura 1 proporciona una visión general de dicho sistema y la figura 2 es un diagrama de flujo que representa acciones a modo de ejemplo que debe tomar el sistema de la figura 1.

Primero, se construye un espacio base con la utilización de datos de aprendizaje 101. Los datos de aprendizaje comprenden datos de dispersión de microondas de sujetos de prueba que se sabe que están sanos. Tras obtener mediciones de varias muestras de aprendizaje, los datos de aprendizaje se utilizan en la construcción del espacio de base 103. A continuación, el espacio de base 103 construido y una medición de prueba 105 se introduce en un clasificador 107. La medición de prueba 105 recibida está en forma de datos de dispersión de microondas relacionados con un volumen cerrado cuyo estado interno se determinará (201). El clasificador 107 ejecuta un mapeo lineal o no lineal de la medición de prueba 105 con respecto al espacio de base 103 construido (203). Basado en este mapeo lineal o no lineal, el clasificador 107 proporciona un estado interno estimado 109 (205).

Las realizaciones a modo de ejemplo descritas en el presente documento se describirán de la siguiente manera. Se proporcionarán primeras realizaciones a modo de ejemplo dirigidas a la recopilación de datos dispersos de microondas. En segundo lugar, se proporcionarán realizaciones a modo de ejemplo de análisis o clasificación de datos con respecto a la descomposición en valores singulares de orden superior (HOSVD – Higher Order Singular Value Decomposition, en inglés) que no son realizaciones de la invención y resultados experimentales. Finalmente, se explicarán realizaciones a modo de ejemplo dirigidas al análisis o clasificación de datos con respecto al distanciamiento al subespacio y los resultados experimentales.

#### Recopilación de datos:

Las siguientes realizaciones a modo de ejemplo relativas a la recopilación de datos se explicarán mediante la utilización de diagnósticos médicos. Resultará evidente que la utilización de diagnósticos médicos es meramente una aplicación a modo de ejemplo con fines de explicación. Resultará evidente para un experto en la materia que las realizaciones a modo de ejemplo presentadas en el presente documento serán aplicadas a cualquier aplicación relacionada con la recopilación de datos de microondas en relación con un estado interno de una entidad estructural. Resultará asimismo evidente que los modos de recopilación de datos explicados En el presente documento se utilizan para la recopilación de datos de aprendizaje, así como de datos de medición de prueba.

Las ondas electromagnéticas a las frecuencias de las microondas pueden penetrar en el cuerpo humano o animal. Esta propiedad de las señales a las frecuencias de las microondas hace factible realizar mediciones no invasivas con el fin de detectar cambios o diferencias en los sujetos. Se ha demostrado que la sangre cambia las propiedades dieléctricas de los tejidos del cerebro. Una aplicación clínicamente importante es detectar sangrados en la cabeza, particularmente con el fin de discriminar rápidamente un derrame cerebral de un derrame provocado por coagulación. Se utilizan mediciones electromagnéticas para detectar diversos tipos de derrame y discriminar entre sujetos sanos y sujetos con un derrame y/o con un coágulo, mediante la obtención de características útiles a partir de los datos de la medición.

Las figuras 3A y 3B proporcionan un ejemplo de un dispositivo de medición que puede utilizarse en la recopilación de datos de medición electromagnética. El dispositivo de medición de la figura 3A comprende un casco 300 con un conjunto de antenas que presenta varias antenas de microbandas, etiquetadas de 1 a 10, configurado para colocar en la cabeza 301 del paciente. Las antenas de microbandas del casco 300 de conjunto están equipadas con ranuras en forma de V y una pared de corto circuito. También se pueden incluir contenedores de agua ajustables entre las antenas y el cráneo del paciente para la adaptación de la impedancia. La figura 3A ilustra la utilización de 10 antenas.

El casco 300 de conjunto de antenas está conectado a un controlador 303, que a su vez está conectado a un analizador 305. Debe apreciarse que los diversos elementos de la figura 3A pueden estar conectados a través de un sistema inalámbrico o una conexión por cable, o por cualquier otro medio de conexión de componente conocido en la técnica. Se debe tener en cuenta además que todos los componentes de la figura 3A pueden estar integrados en un único dispositivo. En algunas realizaciones a modo de ejemplo, el analizador 105 puede tener la forma de un analizador de red de puertos (PNA - Port Network Analyzer, en inglés) y el controlador 103 puede tener la forma de un módulo de conmutación.

La figura 3B ilustra componentes a modo de ejemplo que están incluidos en el analizador 305. El analizador 305 incluye un puerto de comunicación o cualquier forma de interfaz 307 de entrada / salida de señal que está configurada para recibir y/o transmitir datos de medición o un estado estimado. El puerto de comunicación 307

también está en comunicación con otros dispositivos en una red, por ejemplo, con cualquier dispositivo en una red basada en paquetes, tal como Intranet, Ethernet u otros dispositivos en un centro de atención. Las realizaciones a modo de ejemplo pueden utilizarse, por ejemplo, para transmitir una comunicación que indica una alarma a un dispositivo de vigilancia central o a un dispositivo de personal de atención.

- 5 El analizador 305 incluye asimismo al menos una unidad de memoria 309 que está configurada para almacenar datos medidos, espacios base construidos, instrucciones de programa ejecutables, y/o estados internos estimados. La unidad de memoria 309 puede ser cualquier tipo adecuado de memoria legible por ordenador y puede ser de tipo volátil y/o no volátil.

- 10 El analizador 305 incluye además una unidad de procesamiento, o clasificador 311, que está configurado para proporcionar el mapeo lineal o no lineal, o la clasificación, de los datos de medición de prueba con el espacio base construido. La unidad de procesamiento, o clasificador 311, está configurada además para proporcionar una estimación del estado interno basada en el mapeo lineal o no lineal. La unidad de procesamiento, o clasificador 311, es cualquier tipo adecuado de unidad informática, por ejemplo, un microprocesador, un procesador de señal digital (DSP – Digital Signal Processor, en inglés), una matriz de puertas programables por campo (FPGA – Field Programmable Gate Array, en inglés) o un circuito integrado específico para una aplicación (ASIC – Application Specific Integrated Circuit, en inglés).

- 15 En funcionamiento, las diversas antenas 1 a 10 del casco 300 de conjunto están configuradas para emitir ondas electromagnéticas en un rango de 100 MHz a 3 GHz con escalones de 3 MHz. Se debe tener en cuenta que el intervalo de frecuencia y el escalón de frecuencia proporcionados son meramente un ejemplo y pueden aplicarse realizaciones a modo de ejemplo con la utilización de otros intervalos y o escalones. Como ejemplo, el rango de frecuencia es cualquier rango dentro de 100 MHz a 3 GHz. Como ejemplo, los escalones de frecuencia son 1 MHz, 2 MHz, 4 MHz, 5 MHz, 6 MHz, 7 MHz, 8 MHz, etc. El analizador 305 está configurado para realizar mediciones de los coeficientes de reflexión y de transmisión. El controlador 303 está configurado para controlar conexiones y desconexiones de las antenas 1 a 10 al analizador 305.

- 20 Debe apreciarse que los componentes o el sistema de las figuras 3A y 3B están configurados para controlar el estado de un paciente durante un período de tiempo, y/o el sistema está configurado para proporcionar una estimación instantánea de un estado interno. Para una monitorización a largo plazo, el sistema está configurado para monitorizar a un paciente, y los niveles de activación están configurados para controlar la transmisión de señales de alarma a un proveedor de cuidados.

- 25 Formación de datos - Descomposición en valores singulares de orden superior (HOSVD):

- 30 Al obtener los datos de aprendizaje medidos utilizados en realizaciones dirigidas hacia la HOSVD que no son realizaciones de la invención, el analizador 305 está configurado para recoger un coeficiente de reflexión y uno de transmisión en cada intervalo de tiempo. De este modo, las mediciones se realizan con antenas fijas de envío y recepción para todo el rango de frecuencia del funcionamiento y, a continuación, con la misma antena de emisión y la siguiente antena de recepción. Por lo tanto, el sistema de medición tiene una configuración multicanal con una estructura de única entrada múltiple salida (SIMO).

- 35 La figura 4A proporciona una representación de una matriz 400 de medición de datos de aprendizaje que se obtuvo utilizando el dispositivo de medición de las figuras 3A y 3B, de acuerdo con realizaciones que involucran la HOSVD que no son realizaciones de la invención. Los datos de medición de aprendizaje de microondas que no son realizaciones de la invención almacenados en un tensor complejo tridimensional en el que las 1ª y 2ª dimensiones, 401 y 402, corresponden al índice de las antenas de envío y de recepción, y la 3ª dimensión 403 corresponde a frecuencias de onda utilizadas durante un barrido de frecuencias. En el ejemplo proporcionado, la altura 401 y la anchura 402 de la matriz 400 están definidas por el número de antenas utilizadas en la medición (10 antenas). Mientras que la profundidad 403 de la matriz 400 está definida por el número de escalones de frecuencia utilizados en la medición (401 escalones).

- 40 La estructura de datos de la figura 4A comprende tres secciones diferentes: (1) una sección triangular superior 405, (2) una sección diagonal principal 407 y (3) una sección triangular inferior 409. La sección triangular superior 405 representa los coeficientes de transmisión que corresponden al envío y a la recepción de ondas electromagnéticas con diferentes antenas. La sección diagonal principal 407 corresponde a los coeficientes de reflexión que se deben al envío y a la recepción de ondas electromagnéticas con las mismas antenas. La sección triangular inferior 409 corresponde a los coeficientes de transmisión con índices de antenas invertidos. Se ha probado teóricamente que los coeficientes de transmisión en ambas direcciones son iguales. Por lo tanto, la sección triangular inferior 409 es la copia de la sección triangular superior 405. Dada esta simetría, las técnicas de procesamiento de señal multicanal, se utilizan para reestructurar los datos de aprendizaje en un formato bidimensional tal como el mostrado en la figura 4B.

- 45 Tal como se muestra en la figura 4B, cada medición de aprendizaje se reduce a una matriz bidimensional o matriz, representando la primera dimensión 411 los canales de transmisión, donde el número de canales de transmisión es igual al número total de combinaciones de antenas de envío y de recepción (un total de 45 combinaciones para 10

antenas). La segunda dimensión 413 representa las diferentes frecuencias de onda (401 escalones en el barrido de frecuencias). tal formato de datos reduce la complejidad de la construcción del espacio base, que se utiliza durante la clasificación y la estimación.

5 Al construir el espacio base, se utiliza la descomposición HOSVD en múltiples conjuntos de conjuntos de datos de aprendizaje bidimensionales, donde las matrices de mediciones individuales están dispuestas de una manera vertical de acuerdo con la información que es de mayor interés. En este ejemplo, la información de mayor interés es la información del canal o los datos de medición. La disposición resultante proporcionará información relativa a la frecuencia y a los datos de medición de cada lectura del barrido de frecuencias. De este modo, se obtiene la información relativa a las diferentes mediciones en lugar de los diferentes canales o antenas utilizados.

10 Al proporcionar el espacio construido mediante HOSVD, se utiliza la descomposición de tensores.

En general, cada tensor

$$\mathcal{D} \in \mathbb{C}^{I_1 \times I_2 \times \dots \times I_N}$$

se puede escribir como un producto:

$$\mathcal{D} = \mathbf{S} \times_1 \mathbf{U}^{(1)} \times_2 \mathbf{U}^{(2)} \times \dots \times_N \mathbf{U}^{(N)}$$

15 donde  $\mathbf{U}^{(N)}$  son matrices unitarias ( $I_N \times I_N$ ).  $\mathbf{S}$  es un tensor complejo con la misma dimensión que  $\mathcal{D}$  con las siguientes propiedades: (1) cada dos subtensores  $\mathbf{S}_{i=\alpha}$  y  $\mathbf{S}_{i=\beta}$  en el mismo modo son ortogonales cuando  $\alpha \neq \beta$  y (2) las normas de los subtensores están ordenadas donde:

$$\|\mathbf{S}_{i=1}\| \geq \|\mathbf{S}_{i=2}\| \geq \dots \geq \|\mathbf{S}_{i=N}\| \geq 0$$

20 Al usar la descomposición de HOSVD, es posible escribir cada tensor  $\mathcal{D}$  como una suma de tensores, tal como se ilustra en la siguiente ecuación:

$$\mathcal{D} = \sum_{i=1}^{n_3} \mathbf{A}_i \times_3 \mathbf{u}_i^{(3)}$$

donde  $\mathbf{A}_i = \mathbf{S}(:, :, i) \times_1 \mathbf{U}^{(1)} \times_2 \mathbf{U}^{(2)}$  son bases ortogonales. El espacio base construido puede comprender cualquier número de tensores sumados.

25 Tras la obtención del espacio construido HOSVD, se realiza la clasificación posterior a HOSVD para calcular un estado interno.

Clasificación post - descomposición en valores singulares de orden superior (HOSVD)

30 Al realizar la clasificación para obtener un estado interno, el analizador o clasificador 305 realiza una clasificación que comprende un mapeo lineal o no lineal, o proyección, de los datos de prueba con respecto al espacio base construido explicado anteriormente. Una vez que se establece el mapeo, se calcula la desviación angular de la media de las muestras de aprendizaje de un sujeto sano incluidas en el espacio base y los datos de medición de prueba.

35 Para cada nueva medición de prueba 105 que se introduce en el analizador o clasificador 305, se calculan tres mediciones. en primer lugar, se calcula la desviación entre la media de los datos de aprendizaje del espacio base. En segundo lugar, se calcula el ángulo entre la desviación de la nueva medición de prueba con respecto a la media de los datos de aprendizaje 105 y el espacio de desviación. En tercer lugar, se calcula el ángulo entre la media de aprendizaje y el espacio de desviación, que se denomina en este documento  $\theta_{media}$ .

40 Se proporciona un estado interno de si un paciente tiene un derrame hemorrágico o está sano utilizando los datos angulares. Tal como se ilustra en la figura 5, se observó que para sujetos sanos la diferencia del ángulo entre la medición promedio ( $\theta_{media}$ ) y la nueva fue positiva ( $\theta_H$ ), mientras que para sujetos con hemorragia esta diferencia fue negativa ( $\theta_B$ ).

Una ventaja a modo de ejemplo del clasificador de HOSVD es que no es necesario definir un valor umbral con respecto a diferentes bases. Por lo tanto, como ejemplo, el valor umbral se puede establecer en cero y los ángulos negativos mostrarán el sujeto con hemorragia, mientras que los ángulos positivos mostrarán las muestras sanas.

45 Se debe tener en cuenta que se pueden realizar clasificaciones entre diferentes condiciones. Por ejemplo, además de determinar si un paciente es un sujeto con hemorragia o un sujeto sano, se pueden utilizar las realizaciones para determinar si el paciente tiene un coágulo. De este modo, las realizaciones presentadas en el presente documento se pueden utilizar para clasificar al paciente en cualquier número de categorías o diagnósticos.

En una realización, para realizar una clasificación adicional del estado interno, se definen parámetros de medición adicionales. Ejemplos de estas características adicionales se muestran en la figura 6. El ángulo entre cada nueva medición de prueba y un promedio de los datos de aprendizaje de un sujeto sano está representado por  $\theta_1$ . La normalidad de la nueva medición de prueba está representada por  $\theta_2$ . El ángulo entre la nueva medición de prueba y el espacio de desviación está representado por  $\theta_3$ . La distancia entre la nueva medición de prueba y el espacio de desviación está representada por  $m_1$ . El ángulo entre un vector de diferencia con respecto al promedio de los datos de aprendizaje de un sujeto sano y la nueva medición de prueba está representado por  $\theta_4$ . La normalidad del vector de diferencia está representada por  $\theta_5$ . La diferencia entre la distancia con respecto al promedio de los datos de aprendizaje de un sujeto sano y la nueva medición de prueba está representada por  $m_1 - m_2$ . Finalmente, la diferencia entre el ángulo promedio y la nueva medición está representada por  $\theta_4 - \theta_1$ .

La extracción de múltiples funcionalidades de las características de los datos de medición es utilizada por el analizador o clasificador para crear una función que está asignada al espacio base construido. La relación entre las diversas características definidas y el espacio base proporciona más información sobre el estado interno. Se debe tener en cuenta que se pueden utilizar cualquier tipo y número de características de medición. De este modo, utilizando la extracción de múltiples características, la estimación del estado interno puede generar resultados más informativos.

Resultados experimentales - Descomposición en valores singulares de orden superior (HOSVD)

Para medir el rendimiento de los datos experimentales se han definido algunos parámetros. Estos parámetros son sensibilidad, especificidad, límite de decisión y diferencia media.

La sensibilidad es la probabilidad de que un sujeto con hemorragia se clasifique correctamente como sufriendo una hemorragia. Por otro lado, la especificidad es la probabilidad de que un sujeto sano haya sido clasificado correctamente como sano. El límite de decisión es la diferencia entre el ángulo máximo de muestras de hemorragia y el ángulo mínimo de muestras sanas. El límite de decisión proporciona información sobre la fiabilidad de las realizaciones de HOSVD y el margen de seguridad. La diferencia media es la diferencia de los valores medios para la distribución sana y con hemorragia.

El rendimiento de las realizaciones ha sido evaluado para diferentes intervalos de frecuencias y diferentes formas de datos y los resultados indican que las realizaciones funcionan sin clasificación errónea para sujetos con hemorragia (100% de sensibilidad) así como sin clasificación errónea para sujetos sanos (100% de especificidad), tal como se muestra en la figura 7.

La figura 7 ilustra la distribución del ángulo HOSVD para muestras de un sujeto sano y con hemorragia. Tal como se muestra, las realizaciones presentadas en el presente documento proporcionan diagnósticos con 100% de sensibilidad y 100% de especificidad. Además, la distribución del ángulo es gaussiana para sujetos sanos y con hemorragia.

Se han realizado asimismo pruebas experimentales en realizaciones a modo de ejemplo que discriminan entre pacientes con hemorragia y con un coágulo, tal como se ilustra en la figura 6. Las tablas 1 a 3 proporcionan información sobre porcentajes de clasificación correcta o de estimación. Todos los datos en las Tablas 1 a 3 se obtuvieron utilizando los parámetros extraídos resaltados en la figura 6.

La Tabla 1 ilustra la probabilidad de clasificar correctamente los sujetos con un coágulo como sufriendo un coágulo para el clasificador HOSVD.

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11	C12
Primer día	97%	79%	100%	40%	100%	100%	80%	4%	72%	87%	45%	9%
Segundo día	100%	93%	98%	100%	95%	90%	3%	32%	78%	78%	76%	51%

Los datos mostrados en la Tabla 1 se obtuvieron utilizando una red neuronal de clasificación con cinco capas.

La Tabla 2 ilustra la probabilidad de clasificar correctamente a los sujetos con hemorragia como con hemorragia con el clasificador HOSVD.

	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10
Primer día	91%	66%	75%	5%	33%	16%	100%	94%	94%	100%
Segundo día	55%	58%	63%	41%	36%	69%	25%	88%	100%	77%

Los datos mostrados en la Tabla 2 también se obtuvieron utilizando la red neuronal de clasificación. Se debe tener en cuenta que pueden emplearse otras formas de clasificación y que la utilización de una red neuronal no es necesaria.

La Tabla 3 ilustra un ejemplo de otros clasificadores que pueden ser utilizados.

	Redes neuronales	Árbol de bosque aleatorio	SVM	Árboles J48	Bayesiano naif
Casos clasificados correctamente	81%	92%	52%	86%	62%

Los clasificadores utilizados en el ejemplo proporcionado por la Tabla 3 son redes neuronales, árbol de bosque aleatorio, máquina de vector de soporte (SVM – Support Vector Machine, en inglés), árbol de decisión J48 y bayesiano naif. Tal como se ilustra, los diferentes clasificadores producirán resultados de diferente precisión. También se debe tener en cuenta que la precisión del estado estimado también puede depender de las características o parámetros que se extraen de los datos de medición.

Clasificación - Distancia a subespacio (SD – Subspace Distance, en inglés)

En las realizaciones de distancia a subespacio, los datos pueden obtenerse de la misma manera, tal como se describe en las figuras 1 a 3B. Los datos obtenidos de un solo paciente están en forma de matriz. Los datos combinados obtenidos de múltiples pacientes se presentan en forma de una matriz multidimensional donde el tamaño de la matriz se determina por el número de muestras de prueba multiplicado por el número de diferentes combinaciones de antenas.

En resumen, un subespacio se construye utilizando varias medidas de aprendizaje de muestras sanas. Utilizando un analizador o clasificador 305 según las realizaciones a modo de ejemplo SD, se proporciona un estado interno estimado, en el que el clasificador mapea linealmente, o proyecta, cada nueva medida de prueba sobre el subespacio construido. El estado interno estimado es una función de una distancia lineal desde la medición de prueba proyectada y una media de los datos de aprendizaje en el subespacio construido.

Cuando se aplican mediciones de dispersión de microondas a la utilización de diagnóstico, se debe tener en cuenta que el número de dimensiones de los datos medidos pueden exceder la cantidad de muestras de aprendizaje disponibles. Las muestras de aprendizaje se conocen como un espacio base con un tamaño de  $m + 1$ .

Los datos de base describen la variación normal observada en las mediciones de sujetos de prueba sanos. Para detectar desviaciones con respecto a esta clase, es decir, para detectar pacientes con hemorragia, se calcula una distancia ponderada del punto de prueba de la media muestral de la clase base. La distancia de cada punto de prueba de la media muestral del espacio base se escribe como:

$$d = [(\mathbf{x}_t - \bar{\mathbf{x}})^T \Psi (\mathbf{x}_t - \bar{\mathbf{x}})]^{\frac{1}{2}}$$

donde  $\Psi$  es una matriz de ponderación simétrica semidefinida y

$$\bar{\mathbf{x}} = \frac{1}{m + 1} \sum_{i=1}^{m+1} \mathbf{x}_i$$

es la media muestral de las  $m + 1$  muestras de aprendizaje del espacio base.

$$\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1 - \bar{\mathbf{x}} \quad \mathbf{x}_2 - \bar{\mathbf{x}} \quad \dots \quad \mathbf{x}_{m+1} - \bar{\mathbf{x}}]$$

Considérese la matriz de datos de muestra

$$\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1 - \bar{\mathbf{x}} \quad \mathbf{x}_2 - \bar{\mathbf{x}} \quad \dots \quad \mathbf{x}_{m+1} - \bar{\mathbf{x}}]$$

donde cada columna comprende una muestra de los datos base centrados alrededor de la media de la muestra. Dado que la matriz de datos de muestra se basa en datos centrados, se puede aproximar a tener un rango máximo de  $m$ .

Una descomposición en valores singulares de la matriz es

$$\mathbf{X} = \mathbf{U} \mathbf{S} \mathbf{V}^T$$

donde  $\mathbf{U}$  es una matriz ortonormal  $n$  por  $n$  cuyas columnas forman un conjunto de vectores de base ortogonal para  $\mathbf{X}$ .  $\mathbf{S}$  es una matriz diagonal  $n$  por  $m + 1$  que comprende los valores singulares de  $\mathbf{X}$  en la diagonal, y  $\mathbf{V}$  es una matriz ortonormal  $m + 1$  por  $m + 1$ . Particionando los factores, obtenemos

$$\mathbf{U} = [\hat{\mathbf{U}}_1 \quad \hat{\mathbf{U}}_2] \quad \text{y} \quad \mathbf{S} = \begin{bmatrix} \hat{\mathbf{S}}_1 & & 0 \\ & \dots & \vdots \\ 0 & & \hat{\mathbf{S}}_2 & & 0 \end{bmatrix}$$

donde  $\hat{\mathbf{U}}_1 \in \mathcal{R}^{n \times m}$  y  $\hat{\mathbf{S}}_1 \in \mathcal{R}^{m \times m}$  representan los  $m$  primeros valores singulares distintos de cero donde  $\hat{\mathbf{S}}_2$  es una matriz cero. Por lo tanto, para cualquier punto de datos  $\mathbf{x}_i$  del conjunto base existe un  $\alpha_i \in \mathcal{R}^m$  tal que

$$\mathbf{x}_i = \bar{\mathbf{x}} + \hat{\mathbf{U}}_1 \alpha_i$$

5 donde  $\hat{\mathbf{U}}_1$  es una base que describe que el espacio dentro de los datos base varía alrededor de la media de la muestra.

Cualquier punto de prueba  $\mathbf{x}_t$  en el espacio  $n$ -dimensional puede descomponerse como

$$\mathbf{x}_t = \bar{\mathbf{x}} + \hat{\mathbf{U}}_1 \alpha + \hat{\mathbf{U}}_2 \beta$$

donde  $\alpha \in \mathcal{R}^m$  y  $\beta \in \mathcal{R}^{n-m}$ .

10 La distancia entre el punto de consulta  $\mathbf{x}_t$  y la media muestral  $\bar{\mathbf{x}}$  de los datos de aprendizaje puede calcularse mediante diferentes opciones de la matriz de ponderación  $\Psi$ . De acuerdo con realizaciones a modo de ejemplo, se utiliza la distancia en el espacio perpendicular del espacio base; esta distancia se denomina en el presente documento distancia al subespacio. Se debe tener en cuenta que la distancia utilizada no tiene que ser perfectamente perpendicular, sino que puede estar en un rango cercano a  $90^\circ$ . El punto de prueba medido y el valor medio se proyectan sobre el subespacio y, a continuación, se calcula la distancia desde el subespacio. Por lo tanto, la matriz de ponderación se puede representar por

$$\Psi_{SD} = \hat{\mathbf{U}}_2 \hat{\mathbf{U}}_2^T = \mathbf{I} - \hat{\mathbf{U}}_1 \hat{\mathbf{U}}_1^T.$$

Para un punto de prueba arbitrario  $\mathbf{x}_t$  la distancia al subespacio (SD) se traduce en

$$d_{SD} = (\beta^T \beta)^{\frac{1}{2}}.$$

20 Resultados experimentales – Distancia al subespacio (SD)

Se realizaron pruebas experimentales en las que se utilizaron datos de dispersión de microondas para discriminar entre los pacientes con derrames hemorrágicos y pacientes sanos. Estos datos se obtuvieron a partir de coeficientes de transmisión y de reflexión de una matriz de antenas con 10 antenas (90 coeficientes). Cada coeficiente es complejo y fue muestreado en un rango de frecuencias de entre 100 MHz y 1 GHz. Las partes real y compleja de los coeficientes complejos, para todas las frecuencias, fueron recogidos en un vector largo de valor real que representa una medición de múltiples variables. En primer lugar, la distancia al subespacio (SD) fue evaluada a partir de datos experimentales recopilados de un fantoma de cerebro. A continuación, la distancia euclidiana, la distancia PIM y la distancia SD fue evaluada sobre la base de datos clínicos, siendo la distancia euclidiana y la distancia PIM conocida en el sector.

30 Se realizaron ocho mediciones diferentes en un fantoma de cerebro vacío como un grupo sin hemorragia. A continuación, se midieron cuatro tamaños diferentes de fantasmas con hemorragia desde 1 ml a 10 ml como un grupo con hemorragia. Se realizó la validación utilizando un método de dejar uno fuera en el conjunto de datos de base. Por ello, para cada prueba, se utilizaron siete de los puntos de datos en los datos de base para obtener la media muestral y la descomposición en valores singulares (SVD de la matriz de covarianza, y 1 punto de dato (el que queda fuera) en el espacio base se utilizó para calcular la distancia en el grupo de espacio base.

40 En la figura 8A, los resultados de la validación se presentan en forma de barras que indican la distancia máxima y mínima para la totalidad de los ocho casos de prueba. A partir del gráfico, un umbral ( $\mu = 0,7$ ) puede ser identificado entre los sujetos con hemorragia (B – Bleeding, en inglés) y sin hemorragia (NB – Non-Bleeding, en inglés). Específicamente, se proporcionó una estimación del estado interno de un sujeto con hemorragia (B) para distancias mayores de 0,7. De este modo, se puede ver que los sujetos con hemorragia y sin hemorragia son separables,



considerando la distancia al subespacio. Otro interesante resultado es que mediante el aumento del tamaño de la hemorragia la distancia al subespacio aumenta también monótonamente. Por lo tanto, de acuerdo con algunas realizaciones a modo de ejemplo, el valor de la distancia al subespacio puede ser correlacionado con el tamaño del derrame.

- 5 En una segunda prueba experimental, se realizaron mediciones tanto en sujetos sanos como en pacientes con un accidente hemorrágico diagnosticado. Los datos se componen de 35 muestras sin hemorragia, o sanas, y 16 muestras medidas de pacientes con derrames hemorrágicos. De nuevo, se realiza un método de validación de dejar uno fuera para evaluar el poder de discriminación entre las tres medidas de distancia diferentes.

- 10 La figura 8B ilustra el resultado de la prueba clínica. Las barras indican el intervalo de distancia dentro de los estados internos estimados de un sujeto con hemorragia (B) y sin hemorragia (NB) sobre las diferentes ejecuciones de validación de dejar uno fuera cuando se utiliza la distancia subespacial, la distancia euclidiana y la distancia PIM. Solo la distancia al subespacio puede separar claramente el grupo con hemorragia (B) del grupo sin hemorragia (NB) (es decir, no hay superposición entre los intervalos estimados (B) y (NB)). Se podría definir un umbral de  $\mu = 1,1$  para separar los sujetos con hemorragia de los sujetos sin hemorragia, donde las estimaciones de sujetos con hemorragia (B) se obtuvieron con distancias subespaciales de 1,1 o mayores.
- 15

### Conclusión

- 20 Se han presentado realizaciones a modo de ejemplo dirigidas a la estimación de un estado interno en un volumen cerrado. Se han presentado algunas aplicaciones a modo de ejemplo, tales como el diagnóstico médico para obtener información sobre partes internas del cuerpo humano o animal. Sin embargo, un experto en la técnica apreciaría que las realizaciones del ejemplo explicadas se pueden utilizar en cualquier tipo de aplicación que utilice datos de difusión de microondas con el fin de monitorizar, detectar y/o diagnosticar. Por ejemplo, las realizaciones presentadas en el presente documento pueden utilizarse para diversos volúmenes cerrados, tales como árboles, edificios, etc. Se pueden controlar diversos tipos diferentes de estados internos, por ejemplo, la presencia de un líquido particular en el volumen encerrado.

- 25 Se debe observar que la palabra "que comprende" no excluye la presencia de otros elementos o escalones distintos de los enumerados y las palabras "un" o "una" que preceden a un elemento no excluyen la presencia de una pluralidad de tales elementos. Debe observarse además que cualquier signo de referencia no limita el alcance de las reivindicaciones, y que varios "medios" o "unidades" pueden estar representados por el mismo elemento de hardware.

- 30 Se describen las diversas realizaciones de la presente invención descritas en este documento en el contexto general de etapas de procedimiento o procesos, que pueden implementarse en un producto de programa de computadora, incorporado en un medio legible por computadora, que incluye instrucciones ejecutables por un ordenador, tales como código de programa, ejecutado por ordenadores en entornos de red. Un medio legible por ordenador puede incluir dispositivos de almacenamiento extraíbles y no extraíbles, que incluyen, entre otros, una memoria de solo lectura (ROM – Read Only Memory, en inglés), una memoria de acceso aleatorio (RAM – Random Access Memory, en inglés), discos compactos (CD), discos versátiles digitales (DVD – Digital Versatile Discs, en inglés), USB, Flash, HD, Blue-Ray, etc. En general, los módulos del programa pueden incluir rutinas, programas, objetos, componentes, estructuras de datos, etc. que realizan tareas particulares o implementan tipos de datos abstractos particulares. Las instrucciones ejecutables por un ordenador las estructuras de datos asociadas, y los módulos de programa
- 35
- 40 representan ejemplos de código de programa para las etapas de ejecución de los métodos descritos en el presente documento. La secuencia particular de tales instrucciones ejecutables o estructuras de datos asociadas representa ejemplos de actos correspondientes para implementar las funciones descritas en dichas etapas o procesos.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para determinar un estado interno de un sujeto mediante análisis de un volumen cerrado, comprendiendo el dispositivo:

5 un puerto de comunicación (307) configurado para recibir datos de medición de dispersión de microondas (105) relativos a dicho volumen cerrado;

10 una unidad de procesamiento (311) configurada para realizar un mapeo de los datos de medición de dispersión de microondas (105) con respecto a un conjunto de datos de aprendizaje (101), en el que dicho conjunto de datos de aprendizaje (101) comprende datos de dispersión de microondas de sujetos de prueba que se sabe que están sanos, para calcular la matriz de ponderación,  $\Psi$ , donde dichos datos de dispersión de microondas de sujetos de prueba que se sabe que están sanos es un espacio base (103) con un tamaño de  $m + 1$  muestras de aprendizaje que describe una variación normal en las mediciones de sujetos de prueba que se sabe que están sanos, por lo que la distancia,  $d$ , de cada punto de prueba,  $x_t$ , a partir de una media muestral,  $\bar{x}$ , de dichas  $m + 1$  muestras de aprendizaje de dicho espacio base (103) se escribe como:

15 
$$d = [(x_t - \bar{x})^T \Psi (x_t - \bar{x})]^{\frac{1}{2}}$$

donde la media muestral de dichas  $m + 1$  muestras de aprendizaje de dicho espacio base (103) viene dada por:

$$\bar{x} = \frac{1}{m + 1} \sum_{i=1}^{m+1} x_i$$

por lo que una matriz de datos de muestra,  $X$ , viene dada por:

20 
$$X = [x_1 - \bar{x} \quad x_2 - \bar{x} \quad \dots \quad x_{m+1} - \bar{x}]$$

y cada columna de dicho la matriz de datos de muestra comprende una muestra de los datos base centrados alrededor de dicha media muestral,  $\bar{x}$ , y una descomposición en valores singulares de la matriz de datos de muestra,  $X$  es:

$$X = USV^T$$

25 donde  $U$  es una matriz ortonormal  $n$  por  $n$  cuyas columnas forman un conjunto de vectores ortogonales para  $X$ ,  $S$  es una matriz diagonal  $n$  por  $m + 1$  que comprende los valores singulares de  $X$  en la diagonal, y  $V$  es una matriz ortonormal  $m + 1$  por  $m + 1$ , por lo que el reparto de los factores da:

$$U = [\hat{U}_1 \quad \hat{U}_2] \quad y \quad S = \begin{bmatrix} \hat{S}_1 & & 0 \\ & \dots & \vdots \\ 0 & & \hat{S}_2 & & 0 \end{bmatrix}$$

30 donde  $\hat{U}_1 \in \mathcal{R}^{n \times m}$  y  $\hat{S}_1 \in \mathcal{R}^{m \times m}$  representan los  $m$  primeros valores singulares distintos de cero y  $\hat{S}_2$  es una matriz cero, por lo que para cualquier punto de datos  $x_i$  desde dicho espacio base (103) existe un  $\alpha_i \in \mathcal{R}^m$  tal que

$$x_i = \bar{x} + \hat{U}_1 \alpha_i$$

35 donde  $\hat{U}_1$  es una base que describe el espacio dentro de los datos base y varía alrededor de dicha media muestral,  $\bar{x}$ , por lo que cualquier punto de prueba  $x_i$  en el espacio  $n$ -dimensional se puede descomponer como:

$$x_t = \bar{x} + \hat{U}_1 \alpha + \hat{U}_2 \beta$$

donde  $\alpha \in \mathcal{R}^m$  y  $\beta \in \mathcal{R}^{n-m}$

5 por lo que la distancia,  $d$ , entre el punto de prueba  $x_t$  y la media muestral  $\bar{x}$  de dichas  $m + 1$  muestras de aprendizaje de dicho espacio base (103) se calcula mediante diferentes opciones de la matriz de ponderación  $\Psi$  y se utiliza la distancia al subespacio ( $d_{SD}$ ) en el espacio perpendicular del espacio base (103) o dentro de un rango cercano a  $90^\circ$ ; por lo que el punto de prueba  $x_t$  y la media muestral  $\bar{x}$  de dichas  $m + 1$  muestras de aprendizaje de dicho espacio base (103) se proyectan en el espacio base (103) y, a continuación, se calcula la distancia desde el subespacio, la unidad de procesamiento (311) se configura para estimar el estado interno (109) en base a la correspondencia en la que la distancia al subespacio ( $d_{SD}$ ) es indicativa de desviaciones de sujetos sanos.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, por el cual dicha matriz de ponderación está representada por:

$$\Psi_{SD} = \hat{U}_2 \hat{U}_2^T = I - \hat{U}_1 \hat{U}_1^T$$

y para un punto de prueba  $x_t$  arbitrario la distancia al subespacio ( $d_{SD}$ ) lleva a

$$d_{SD} = (\beta^T \beta)^{\frac{1}{2}}$$

15 3. Dispositivo según la reivindicación 1 por el cual dicha condición interna es una presencia de un líquido en el volumen adjunto.

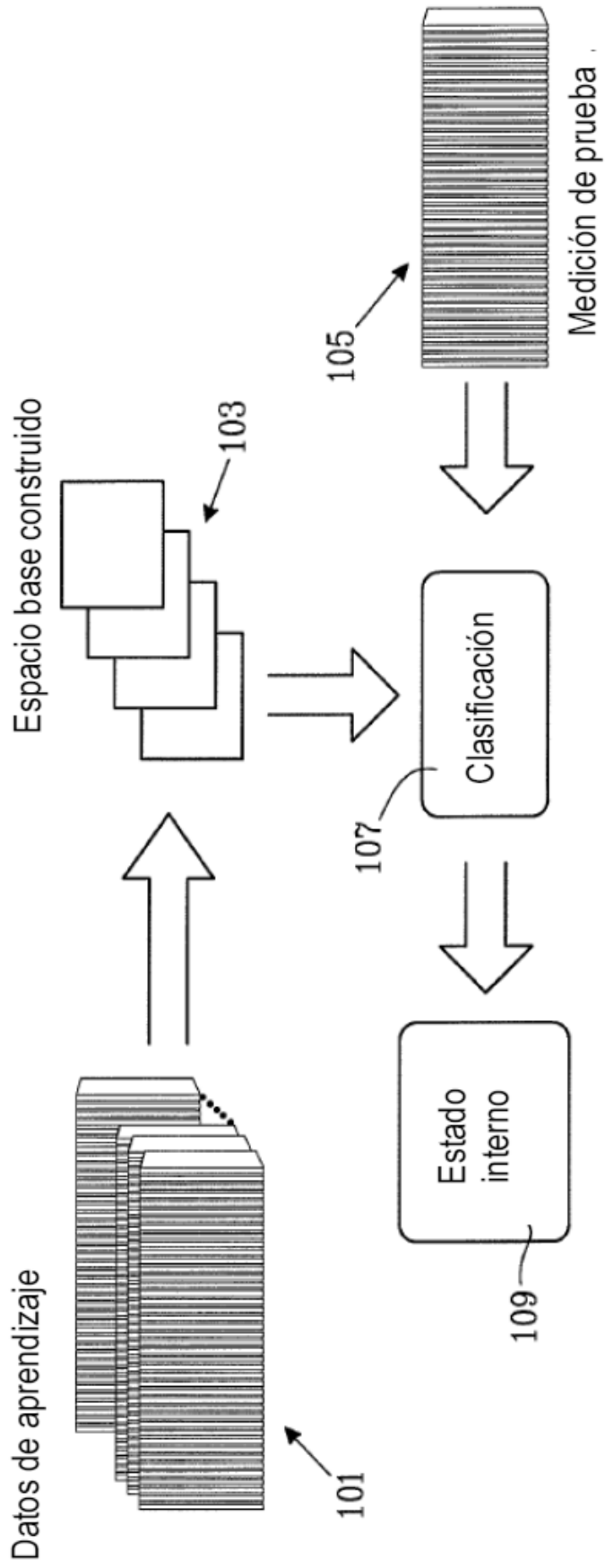
4. Dispositivo según la reivindicación 1 en el que el volumen adjunto es un paciente y el estado interno es un estado médico.

5. Un sistema para determinar un estado interno de un volumen cerrado, comprendiendo el sistema:

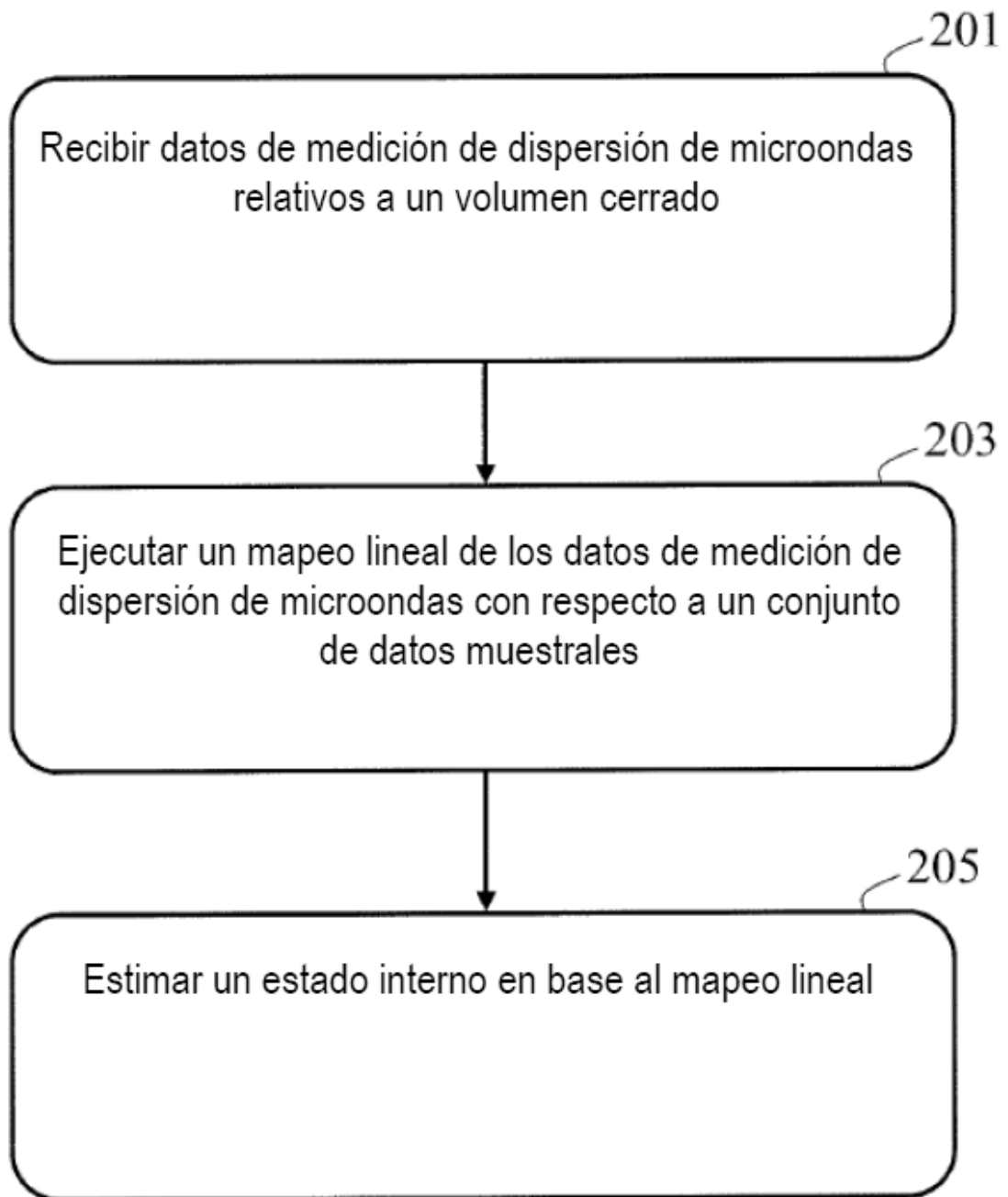
20 un aparato de medición (300), configurado para transmitir y recibir datos de microondas;

un dispositivo según la reivindicación 1, configurado para recibir los datos de microondas; y

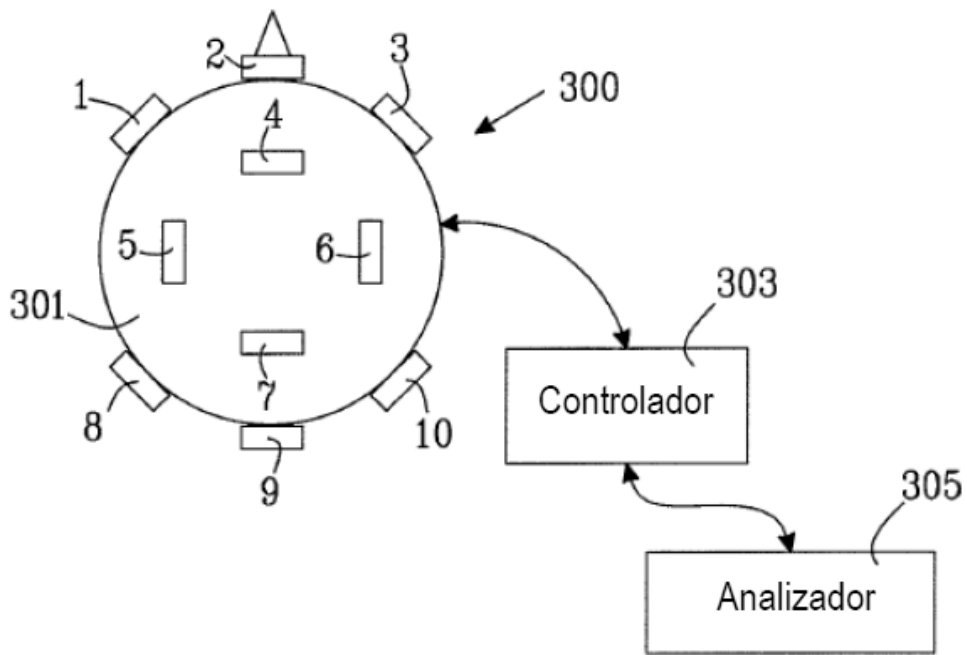
una electrónica de control (303), configurada para controlar las comunicaciones entre el dispositivo y el aparato de medición (300).



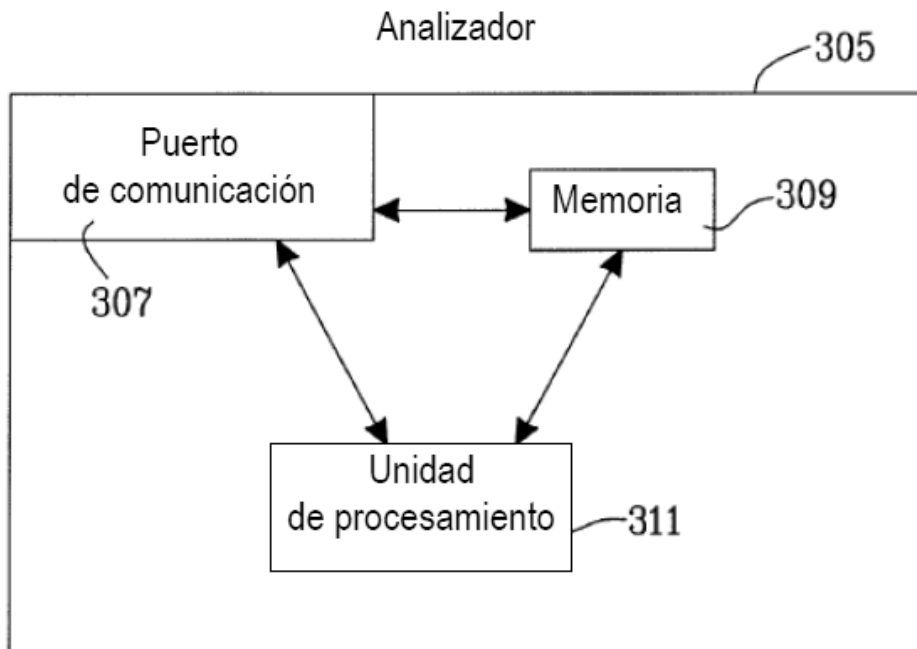
*Fig. 1*



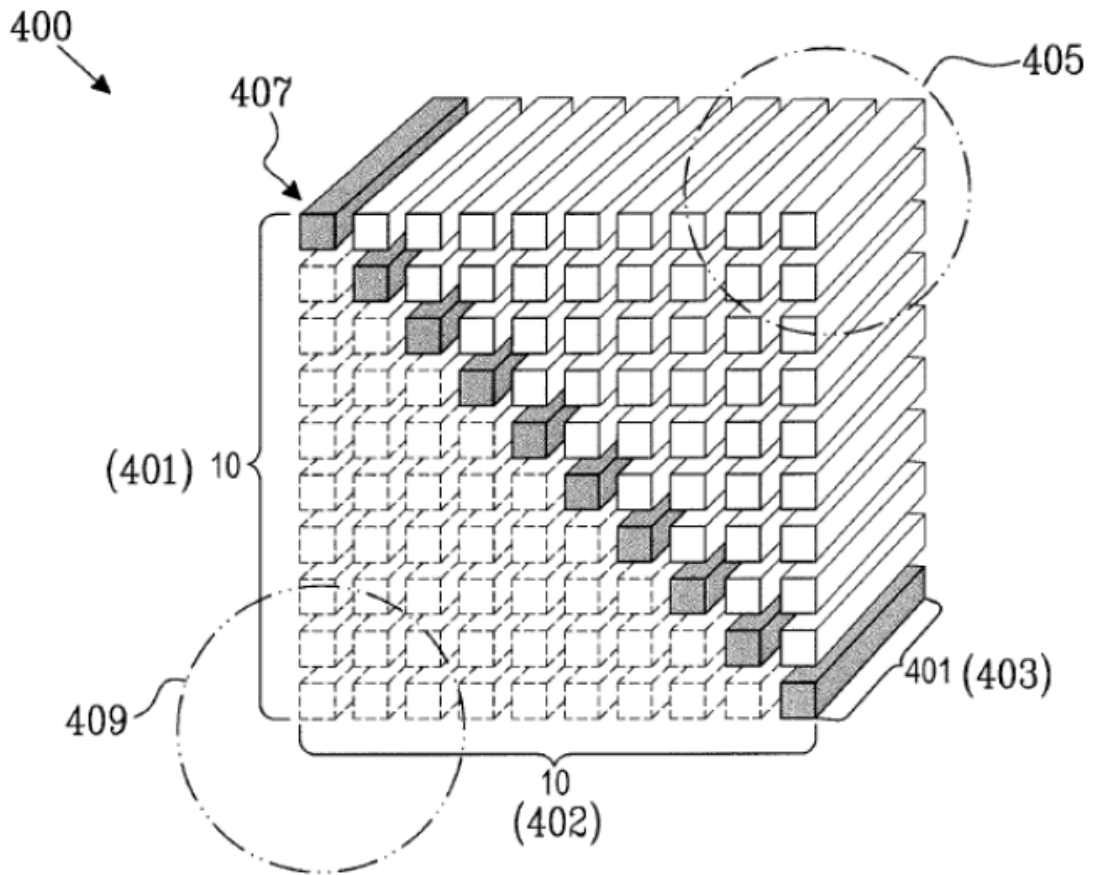
*Fig.2*



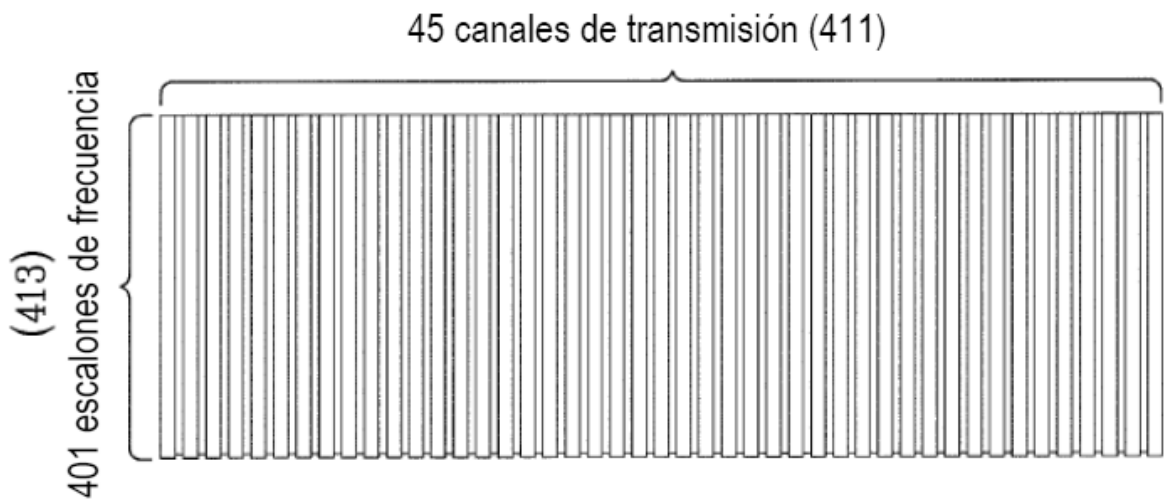
*Fig. 3A*



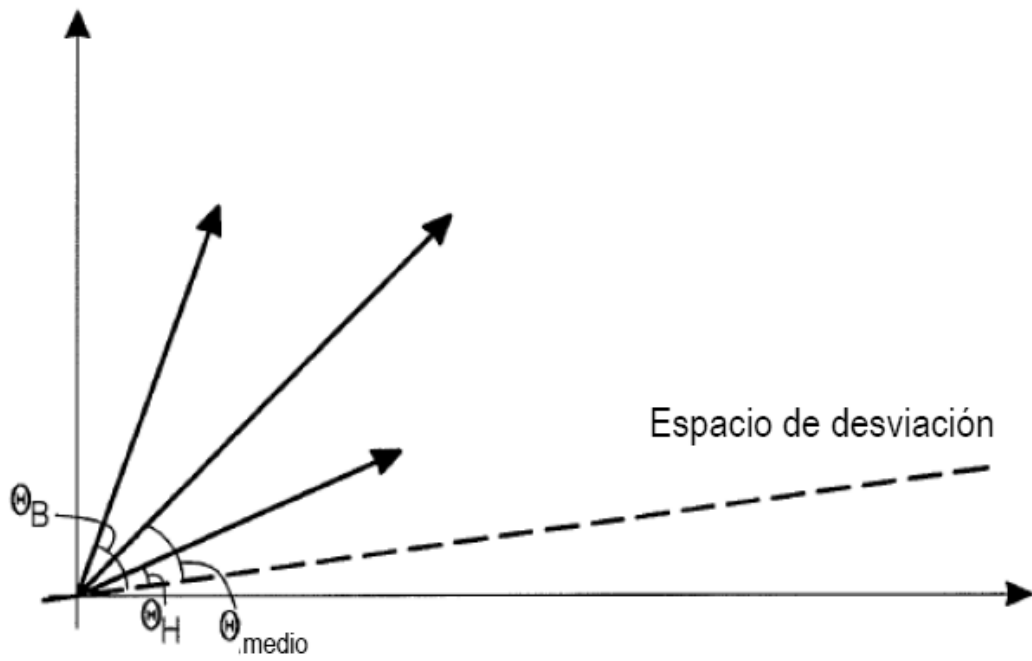
*Fig. 3B*



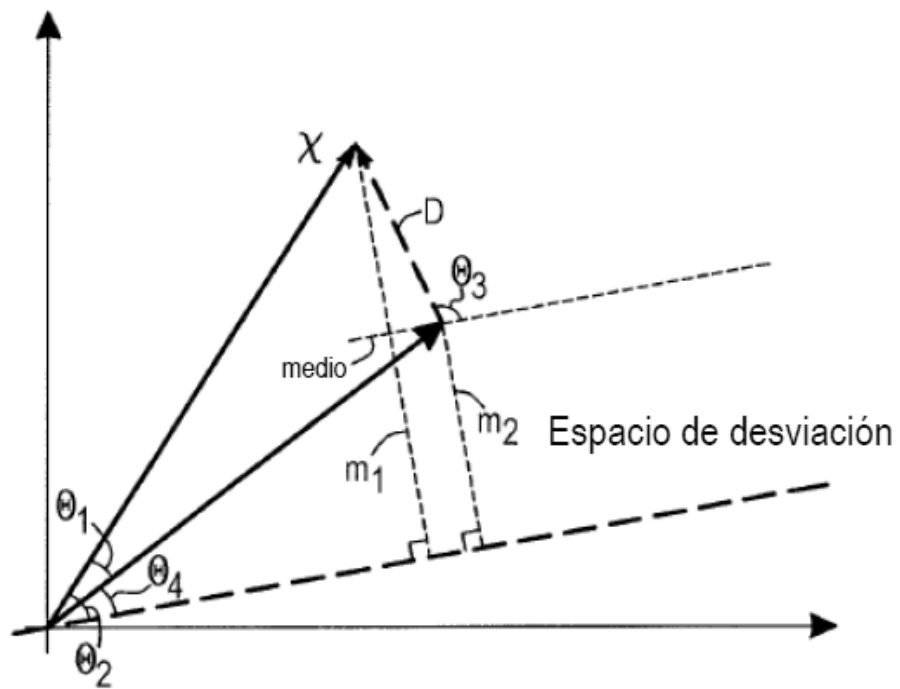
*Fig. 4A*



*Fig. 4B*



*Fig. 5*



*Fig. 6*



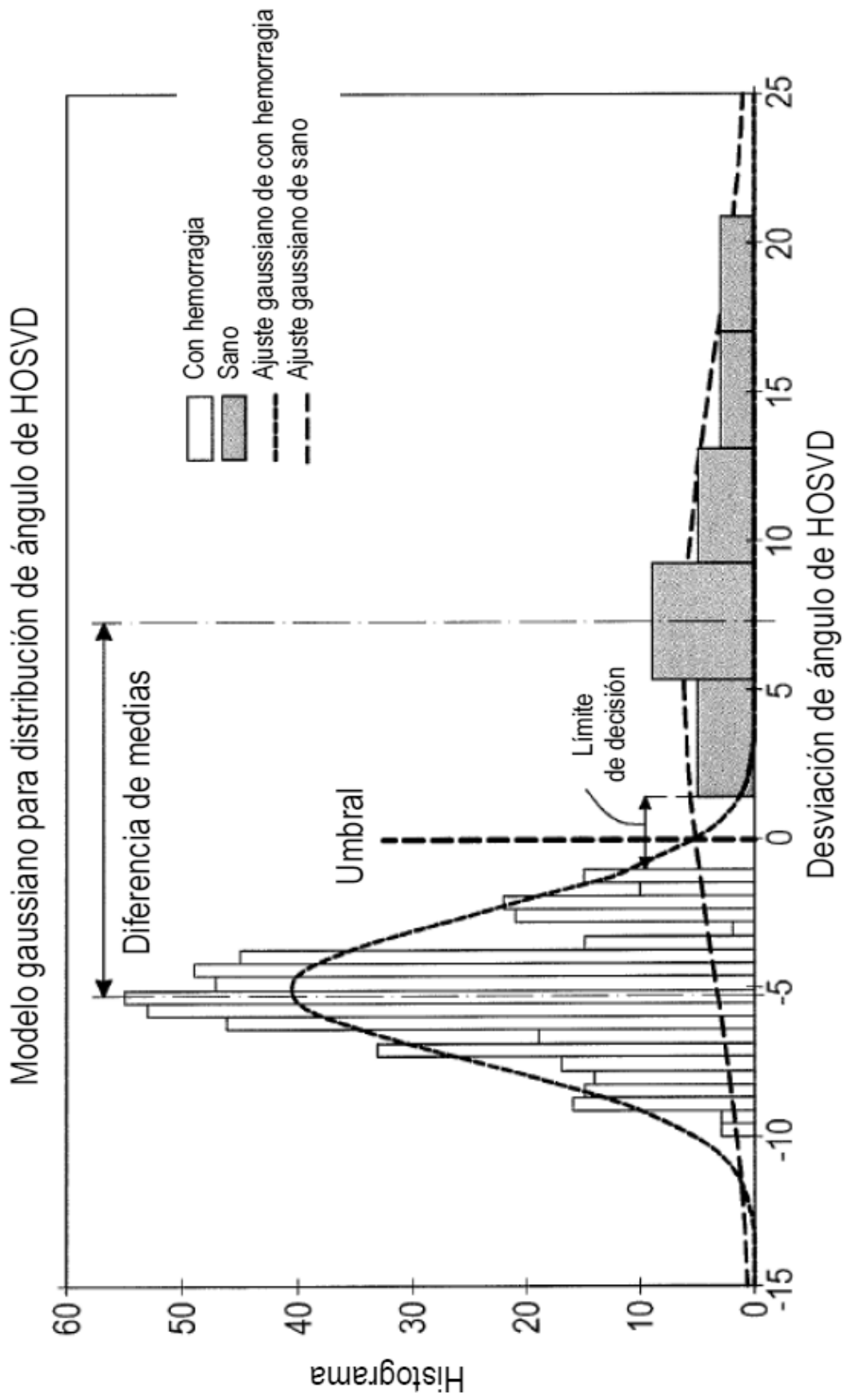


Fig. 7

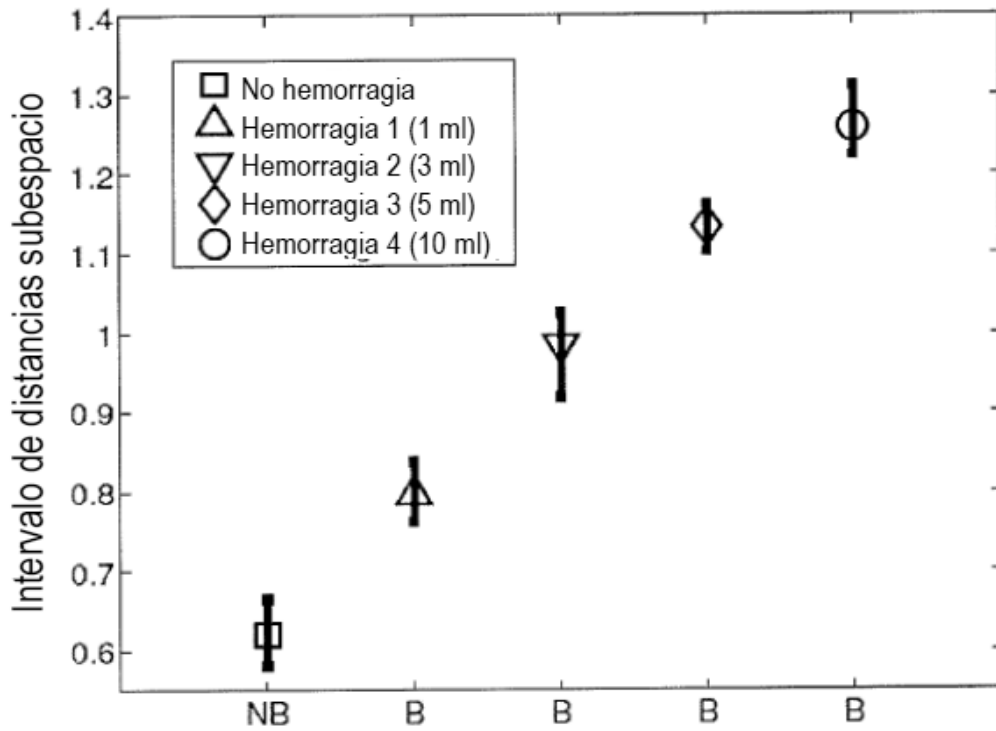


Fig. 8A

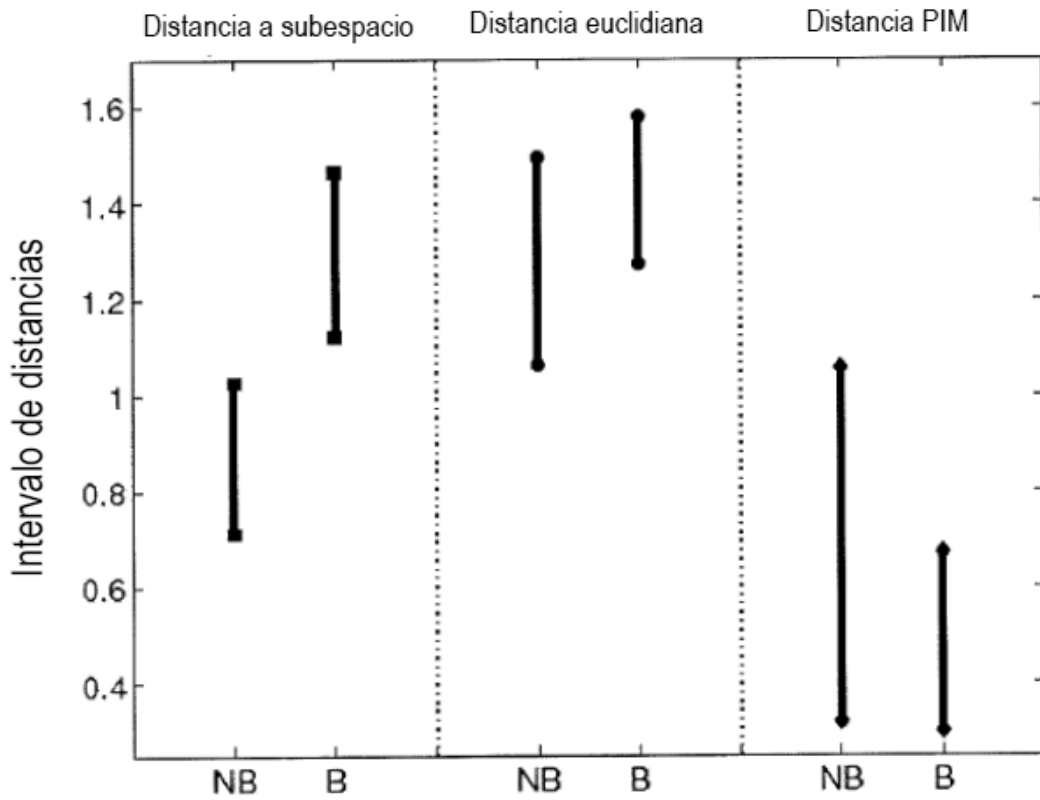


Fig. 8B