

La imagen por resonancia magnética: sus fundamentos

Javier Lafuente, Miguel Ángel García García-Tuñón y Antonio Hernando

De todas las técnicas de imagen utilizadas para el diagnóstico médico, la resonancia magnética es, sin duda, la más versátil y se ha convertido, hoy en día, en una herramienta insustituible para la imagen médica.

La resonancia magnética se ha convertido en un método imprescindible para la obtención de imágenes del cuerpo humano. De todas las técnicas de imagen utilizadas para el diagnóstico médico, la resonancia magnética es sin duda la más versátil. Ofrece una información morfológica y funcional de la anatomía y de los procesos patológicos, con un contraste entre estructuras cientos de veces mayor que cualquier otro método de imagen. En este artículo se repasan los fundamentos y aspectos básicos de esta técnica, y de la obtención e interpretación de las imágenes de resonancia magnética.

Introducción

El descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Konrad Roentgen en 1895 supuso el comienzo de una nueva era en el diagnóstico médico [1], ya que, por primera vez, fue posible la visualización de las estructuras internas del cuerpo humano de manera no invasiva. Por este descubrimiento, Roentgen fue galardonado en 1901 con el primer Premio Nobel de Física “por el descubrimiento de los notables rayos que llevan su nombre”. A lo largo del siglo XX se han ido desarrollando diversas técnicas de imagen médica: las basadas en rayos X, como es el caso de la tomografía computarizada, comúnmente denominada escáner [2], las basadas en ultrasonidos, como la ecografía [3], las técnicas de medicina nuclear [4] y la imagen por resonancia magnética (IRM), por mencionar las más importantes. Todas estas técnicas suponen, hoy día, unas herramientas fundamentales en el diagnóstico y tratamiento médicos. Casi todos los sistemas de imagen médica utilizan ondas del espectro electromagnético. Los rayos X y la medicina nuclear, por ejemplo, hacen uso de radiaciones electromagnéticas con frecuencias por encima de los 30 PHz ($1 \text{ PHz} = 10^{15} \text{ Hz}$), mientras que la imagen por resonancia magnética ondas de radio con frecuencias entre 0.3 y 350 MHz.

La imagen por resonancia magnética (IRM) se basa en la resonancia magnética nuclear (RMN), descubierta por Isador Rabi en 1937 [5]. Rabi estudió las propiedades magnéticas de los átomos y las moléculas. Descubrió que los momentos magnéticos de los núcleos sometidos a un campo magnético externo, podían cambiar su orientación en relación al campo mediante la aplicación de ondas de radio. Por sus estudios,

mediante esta técnica, sobre la estructura interna de moléculas, átomos y núcleos le fue concedido el Premio Nobel de Física en 1944 “por su método de resonancia para registrar las propiedades magnéticas de los núcleos atómicos”.

En el ámbito del diagnóstico médico la resonancia magnética (RM) utiliza los núcleos del átomo de ^1H , que contienen un solo protón. Los protones, al igual que los electrones, poseen una propiedad cuántica intrínseca denominada espín (se suele explicar como un movimiento rotatorio, aunque no es exactamente así) asociado al momento angular [6, 7]. Wolfgang Pauli predijo la existencia del espín nuclear en 1912. Este “movimiento rotatorio” o espín solo puede tener un valor de 0, $1/2$, 1, $3/2$, 2, etc. El espín del protón del ^1H tiene un valor de $1/2$. Solo las partículas con un espín distinto de cero son susceptibles del fenómeno de RM [8]. Los núcleos con un número impar de protones o de neutrones tienen espín, lo que permite la RM, como por ejemplo el ^{14}N (espín = 1), ^2H (deuterio, espín = 1), y el ^{10}B (boro, espín = 3). En la práctica, estos últimos no se utilizan en IMR. debido a su escasa abundancia en el organismo o a su baja relación giromagnética. El ^1H es muy abundante en el organismo, sobre todo en el agua y en la grasa. De hecho, todos los órganos y estructuras del cuerpo humano contienen agua en mayor o menor medida. Por ejemplo, un pequeño vóxel¹ de 0.02 ml de agua contiene 1.3×10^{21} protones.

El protón, como consecuencia de su carga positiva y el espín, se comporta como un pequeño dipolo magnético o imán. El momento magnético de los protones (el pequeño campo que crean los protones al estar cargados y tener “movimiento angular” o espín), se orienta aleatoriamente (isotrópicamente) en todas las direcciones del espacio, cancelándose entre ellos. Cuando se introducen en un campo magnético estático, o, lo que es lo mismo, cuando se introduce un paciente dentro un imán de RM, los protones interactúan con el campo magnético del imán (B_0), y les suceden dos cosas simultáneamente: la alineación y la precesión.

¹ Del inglés *volumetric pixel*, es la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional y es, por tanto, el equivalente del píxel en un objeto bidimensional.

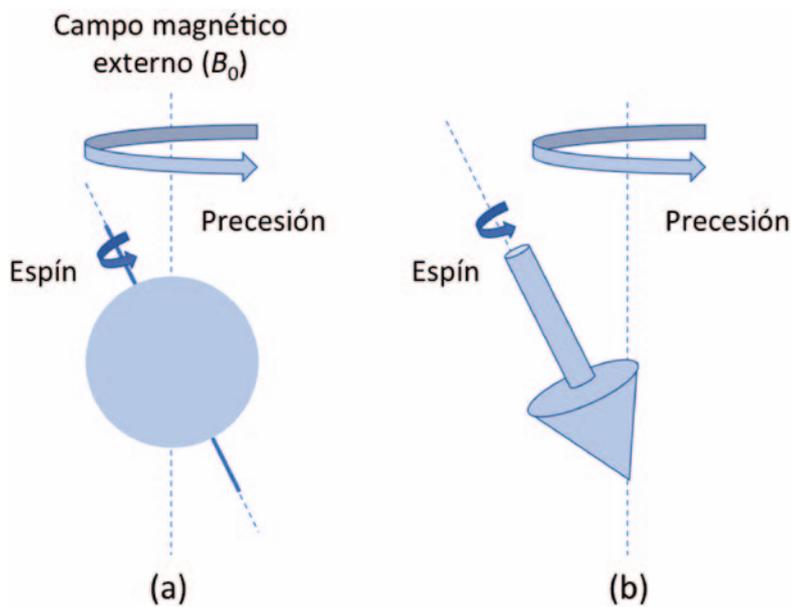
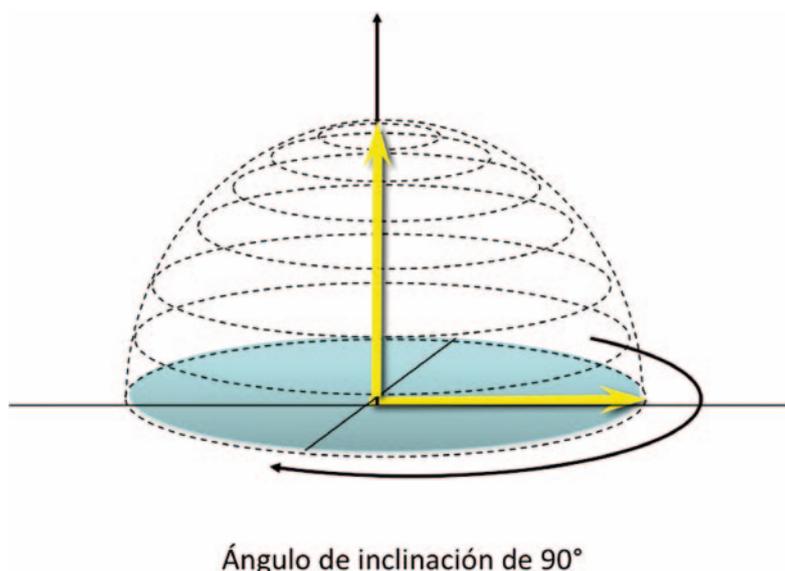


Fig. 1. (a) Analogía entre el espín y la precesión del protón y **(b)** la precesión de una peonza o de la tierra. En los campos magnéticos utilizados en IRM, la precesión es de nanosegundos.

Alineación de protones

Cuando los protones son sometidos a un campo magnético, sus momentos magnéticos se alinean, orientándose, por el efecto Zeeman, en dos sentidos: en la dirección del campo (B_0), paralelos, de baja energía o *spin-up*, y en sentido opuesto, antiparalelos, de alta energía o *spin down*. Predominan los paralelos, formándose un vector de magnetización neto [9]. La diferencia (o exceso) de número de protones paralelos y antiparalelos es muy pequeña. Por ejemplo, en un campo magnético de 1.5 T por cada dos millones de protones solo hay 9 protones paralelos más que antiparalelos.

Esta situación no es estable y los protones están constantemente oscilando entre los dos estados, pero manteniéndose siempre la proporción de para-



Ángulo de inclinación de 90°

Fig. 2. La inclinación del vector durante la aplicación del pulso de radiofrecuencia (RF) es progresiva, siguiendo la trayectoria que se muestra en el esquema. En este ejemplo el pulso es de 90° .

lelos sobre antiparalelos. El predominio de paralelos aumenta proporcionalmente con la intensidad del campo magnético.

La resonancia nuclear magnética es intrínsecamente un fenómeno de mecánica cuántica, por lo que una explicación más precisa sobre el comportamiento de los protones requeriría de esta parte de la física, fuera de el propósito de este texto [9, 10]. Para este artículo, y en general en el ámbito médico de la RM, son suficientes para apreciarla y entenderla las explicaciones mediante la física clásica [13].

Precesión de los protones

Al aplicarles un campo magnético externo a los protones, adicionalmente a la alineación de su momento magnético, adquieren un movimiento de precesión alrededor del eje de dicho campo, como se indica en la Figura 1.

La frecuencia de precesión, ω_0 es proporcional a la intensidad del campo magnético, B_0 , y se expresa mediante la fórmula de Larmor:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

donde ω_0 recibe el nombre de frecuencia de precesión o frecuencia de Larmor, γ es la constante giromagnética, diferente para cada tipo de átomo, y B_0 es el campo magnético externo [10].

Todos los protones que están sometidos al mismo campo magnético precesan con la misma frecuencia, pero con distinta fase, por lo que el vector magnético neto permanece paralelo al campo.

Ondas de radiofrecuencia

Si en este escenario se aplican ondas de radiofrecuencia a los protones, a su frecuencia de precesión, suceden dos cosas simultáneamente:

- Los protones absorben energía pasando a un estado de mayor energía (más cantidad de antiparalelos). Esto hace que el vector de magnetización disminuya en magnitud.
- Todos los protones precesan en fase, lo que se traduce en que el vector de monetización deje de ser paralelo al campo y adquiera un ángulo sobre éste.

Este ángulo, que puede variar entre pocos grados y 180° , depende de la intensidad del pulso de radiofrecuencia y de su duración. Por ejemplo, con un pulso de 90° el vector neto se traslada al eje perpendicular al campo magnético estático y sigue precesando a la frecuencia de Larmor como se muestra en la Figura 2. En el caso de los equipos de imagen médica, este ángulo es un parámetro seleccionable por el operador del equipo.

Creando un campo magnético

La forma más simple y efectiva para producir un potente campo magnético es mediante un solenoide: una bobina alrededor de la circunferencia

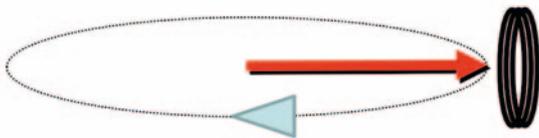


Fig. 3. Bobina de cinco elementos colocada alrededor del torso del paciente para detectar el paso alternativo del vector de magnetización.

de un cilindro [11]. Cuando se hace circular una corriente eléctrica, se produce un campo magnético en la dirección del eje del cilindro (eje z). Los mejores imanes son los superconductores, y la intensidad del campo magnético varía entre 1 y 7 T.

Induciendo corriente en la bobina

En el caso de una imagen médica por IRM, alrededor del paciente se coloca una bobina sensible a las variaciones del vector magnético. La precesión del vector magnético perpendicular a la bobina, según la ley de inducción de Faraday, produce una señal eléctrica (Figura 3). Distintos tipos de tejidos generan diferentes tipos de señales, lo que puede ser utilizado para generar imágenes médicas. En IRM se generan imágenes que representa lonchas o cortes tomográficos, creadas con la información de la corriente inducida en la bobina por los efectos descritos en los tejidos.

Relajación de los protones

Al finalizar la aplicación del pulso de radiofrecuencia descrito, la señal obtenida decae rápidamente. Esto se denomina caída de la inducción libre, o FID, por sus siglas en inglés (*Free Induction Decay*). Este proceso en el que los protones vuelven a su estado de equilibrio se denomina el fenómeno de la relajación. El vector de magnetización se vuelve a alinear con el campo magnético, en lo que se denomina relajación longitudinal, *spin-lattice* y, por convención, se designa mediante el símbolo T1. La relajación T1 se produce por un intercambio de energía entre los protones resonantes y el medio o entorno molecular (*lattice* en inglés). El término *lattice* proviene de la época de los análisis de sólidos mediante RM, en los que el entorno externo era una red cristalina de moléculas.

Simultáneamente a la relajación longitudinal, los protones dejan gradualmente de estar en fase, siendo la causa principal de la caída de la componente transversal de la señal y el rápido decaimiento de la FID. Esto se denomina relajación transversal, o espín-espín, con el símbolo T2. Esta relajación se produce al experimentar los protones pequeñas variaciones en los campos magnéticos locales debido a los movimientos moleculares y a las heterogeneidades del campo magnético principal [14]. El campo magnético producido por los imanes para RM muestran heterogeneidades que se cuantifican en partes por millón (ppm). La calidad de un imán para IRM se mide principalmente por la homogeneidad del campo magnético.

Por tanto, durante la relajación suceden dos procesos simultáneos pero independientes, ambos con una tasa exponencial, siendo T2 mucho más rápida que T1 (Figura 4). Cada tipo de tejido y patología tiene unos valores de relajación longitudinal T1 y transversal T2 específicos, lo que permite utilizar este fenómeno para generar imágenes de utilidad médica.

Felix Bloch y Edward Purcell, ya en 1946 y de manera independiente, observaron la resonancia nuclear magnética en líquidos y sólidos, cuando eran radiados con RF a una determinada frecuencia. En 1952 les fue concedido el Premio Nobel de Física "por su desarrollo en nuevos métodos sobre la precisión nuclear magnética y por sus descubrimientos relacionados con ésta".

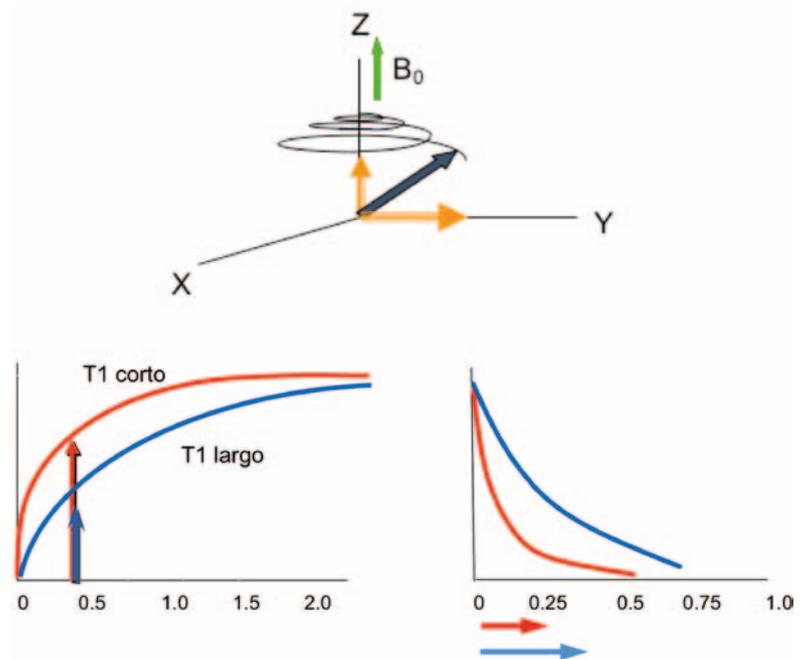


Fig. 4. La vuelta del vector de magnetización hasta alinearse con B_0 y su componente longitudinal (T1) y transversal (T2). A la izquierda, las curvas exponenciales que representan la relajación T1 de dos tejidos. El tejido representado por la curva en rojo tiene un T1 más corto que el azul. En 0.4 ms el tejido de la curva roja ha recuperado más vector longitudinal que el azul. El agua libre tiene un T1 de entre 2.000 y 4.000 ms. A la derecha, las curvas exponenciales de la relajación T2. Los protones del tejido en rojo se desfazan más rápidamente que el azul. Casi siempre T2 es más rápido que T1.

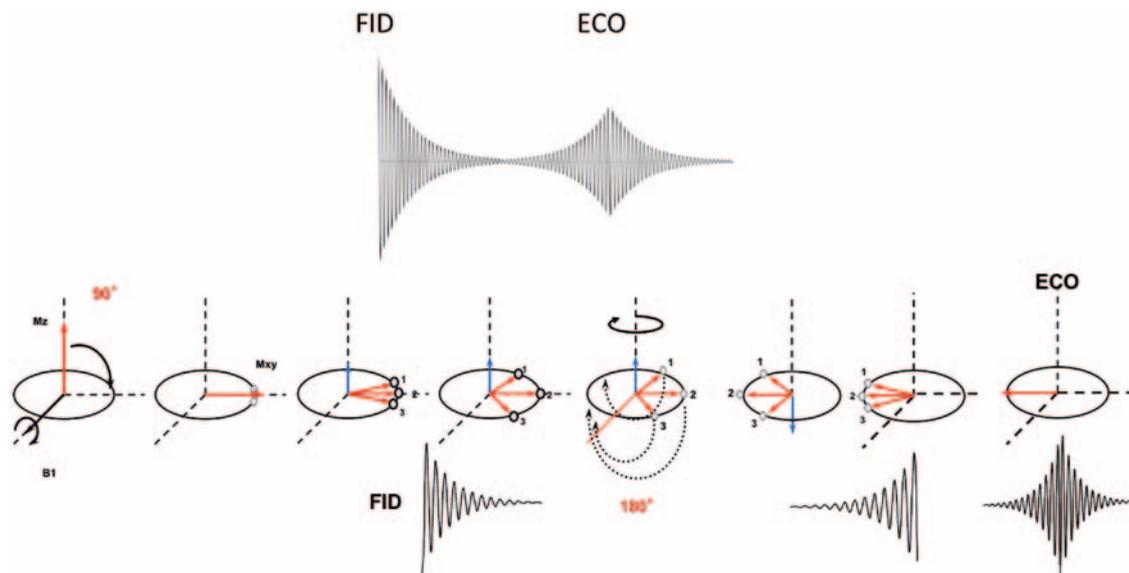


Fig. 5. Esquema de la formación del eco mediante un pulso de refase de RF. El pulso de RF de 90° inclina el vector de magnetización al plano transversal. Cuando cesa la acción del pulso los protones se desfazan. En este ejemplo simplificado de tres protones, el protón 1 precesa más lento que el 2, y éste más lento que el 1. El pulso de refase de 180° "invierte" los protones, que siguen precesando a las frecuencias de antes, y hace que el 3 alcance al 2 y este al 1, y se forme una señal de eco.

Generando una imagen

Para poder generar una imagen a partir de la señal de corriente inducida en la bobina, todavía son necesarios algunos elementos adicionales. Un problema que se presenta con el proceso de decaimiento (FID), descrito anteriormente, es que genera una señal que decae demasiado rápidamente y no es posible utilizarla directamente para la formación de una imagen.

En 1950 el físico estadounidense Erwin Hahn desarrolló la técnica eco de espín, para compensar esta rápida caída. Esta técnica consiste en refasar la señal mediante pulsos de RF, formando un eco a partir de la FID original. Posteriormente, en aras de una mayor rapidez, se diseñó otra forma de adquirir el eco, refasando los protones mediante variaciones del campo magnético o gradientes. Todas las imágenes en IRM se reconstruyen a partir de los ecos.

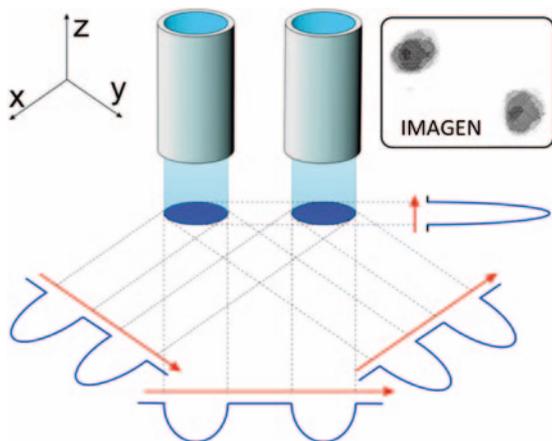


Fig. 6. Esquema de la reconstrucción mediante retroproyección de los dos tubos que contenían agua, en el experimento de Lauterbur.

Estos diversos desarrollos descritos hasta ahora condujeron en 1956 a los primeros experimentos con células y tejidos vivos por parte del sueco Erik Odeblad, pero todavía se tardaría algunos años hasta poder disponer de imágenes del cuerpo humano. Desde entonces y durante al menos dos décadas, la resonancia magnética ha sido una utilísima herramienta para la química analítica, aportando una valiosa información sobre la composición de una muestra. Durante este periodo, la formación de imágenes no era posible debido a que no se podía determinar la localización de la señal, ya que no se disponía de información espacial.

La introducción de gradientes de campo magnético permitió la reconstrucción de imágenes bidimensionales (2D). Durante la adquisición de los datos, a lo largo de los ejes transversal y anteroposterior de la zona que hay que estudiar, se varía la frecuencia de precesión en estas dos direcciones. A principios de la década de los setenta del siglo pasado, el estadounidense Paul Lauterbur, el británico Peter Mansfield y el suizo Richard Ernst desarrollaron independientemente estas técnicas. Ernst recibió el Premio Nobel de Química en 1991 y Lauterbur y Mansfield el Premio Nobel de Medicina en 2003. En realidad, fue el médico estadounidense Raymond Damadian el primero en utilizar la resonancia magnética para producir las primeras imágenes médicas. A partir de entonces, comenzó la era de las imágenes médicas mediante RM. Los primeros equipos de RM para su uso en medicina aparecieron en el mercado a principios de la década de los ochenta del siglo pasado. Actualmente, en España hay 16 equipos por cada millón de habitantes (37 y 34 equipos en EE. UU y Alemania, respectivamente).

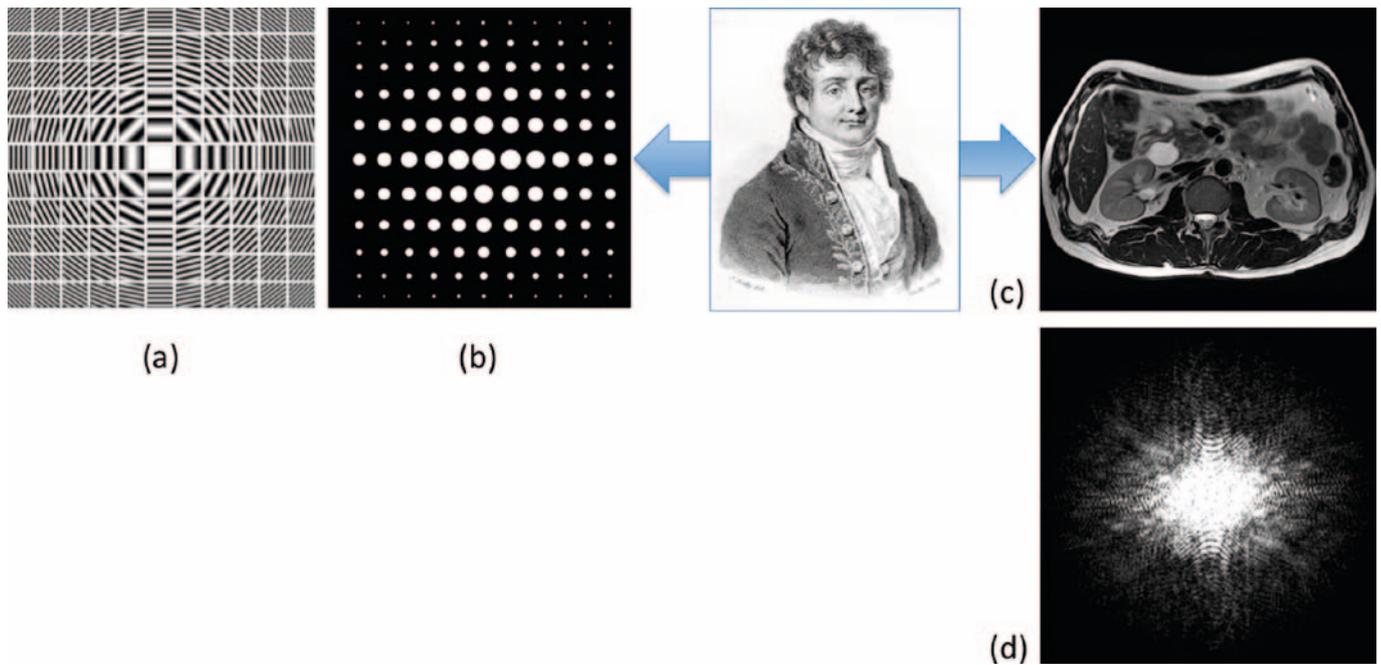


Fig. 7. Representación esquemática del espacio- k . En (a) cada cuadrado ilustra el análisis de todo el objeto mediante las diferentes frecuencias espaciales y su dirección. Las altas frecuencias espaciales, que analizan los márgenes de las estructuras y el detalle, se localizan en la periferia del espacio- k , y las bajas frecuencias espaciales, que analizan la señal global y el contraste, en el centro. En (b) cada punto del espacio- k corresponde a una celda de (a). En (c) se muestra un corte anatómico del abdomen, visualizándose los riñones y parte de el hígado, y (d) es el espacio- k real de la imagen (c).

Es preciso mencionar cómo se reconstruyen las imágenes a partir de la señal de RM, siendo mucho más compleja que en otras técnicas de imagen, como la tomografía computerizada, la ecografía o la medicina nuclear. Lauterbur obtuvo imágenes 2D de dos tubos que contenían agua mediante un proceso matemático denominado retroproyección filtrada. Adquiría varias imágenes 1D desde distintas direcciones en un mismo plano (Figura 6). La combinación de todas producía una imagen final 2D. Este método, actualmente en desuso, fue utilizado en las primeras imágenes médicas.

La aplicación de gradientes de campo en los ejes X e Y (coordenadas del plano transversal) durante la adquisición de la señal permite obtener imágenes con una determinada frecuencia espacial y orientación. Estos datos crudos (*raw data*) se almacenan en un espacio denominado espacio- k , o espacio de Fourier. El espacio- k es una matriz de números que representan las frecuencias espaciales de la imagen. Por convención, la letra k indica la frecuencia espacial en ciclos/cm. Cada punto del espacio- k contiene parte de la información de una imagen completa, y no solo aporta información sobre la frecuencia espacial, también sobre su orientación y la intensidad de la señal. Al igual que la transformada de Fourier de un acorde musical nos muestra que resuena a distintas frecuencias (en ciclos/s), en RM una imagen está compuesta de frecuencias espaciales, que miden cuán rápidamente cambia la intensidad de la imagen con la distancia (en ciclos/cm) [15, 16]. Es importante señalar que

cada punto del espacio- k no se corresponde con un punto de la imagen final. La transformada de Fourier de todo el espacio- k forma la imagen final (Figura 7). El espacio- k también se denomina espacio recíproco, y se utiliza comúnmente en cristalografía, física del estado sólido y óptica.

Se aplica un tercer gradiente perpendicular a los anteriores, en el eje Z, variando la frecuencia de precesión a lo largo de este eje. Dependiendo del rango de frecuencias se selecciona la localización y el grosor de la loncha [17] (Figura 8).

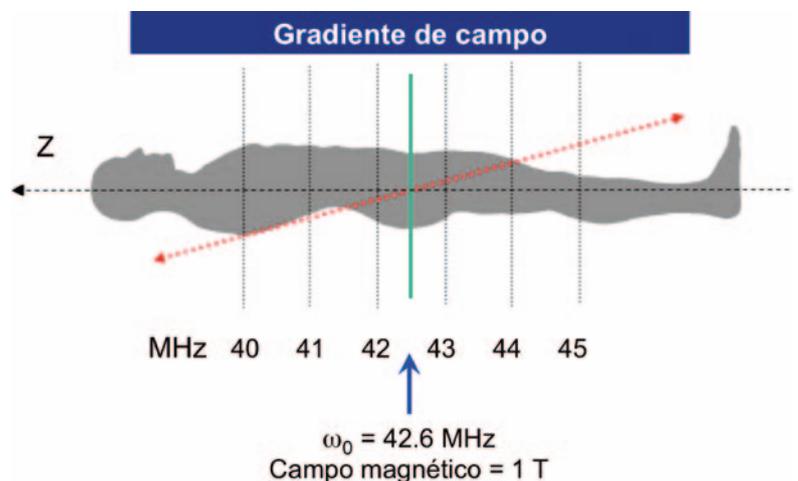
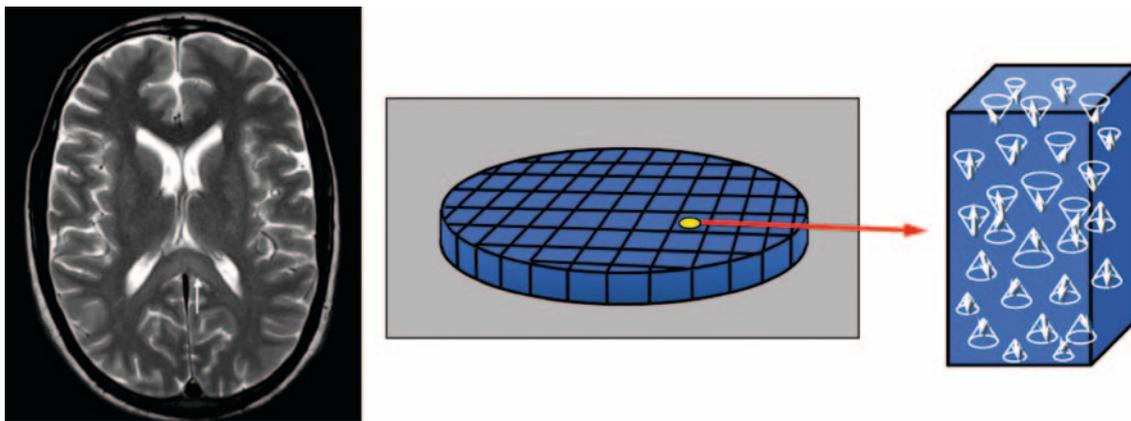


Fig. 8. En este ejemplo, la aplicación de un pulso de RF a 40 MHz excitaría los protones de esa loncha. El ancho de banda del pulso determina el grosor de corte. La línea verde señala el isocentro, cuyos protones precesan a la frecuencia del sistema, 42.6 MHz en un imán de 1 T. Debido al gradiente, hacia los pies del paciente aumenta la frecuencia de precesión y, de manera inversa, aumenta hacia la cabeza.

Fig. 9. Las lonchas o cortes tomográficos están formadas por pequeños cubos, los vóxeles.



Las lonchas o cortes tomográficos están formadas por pequeños cubos, los denominados vóxeles. La mínima señal independizable es el vector neto de magnetización de todos los protones contenidos en un vóxel (Figura 9). La Figura 10 muestra de manera esquemática los pasos para la obtención de imágenes de RM.

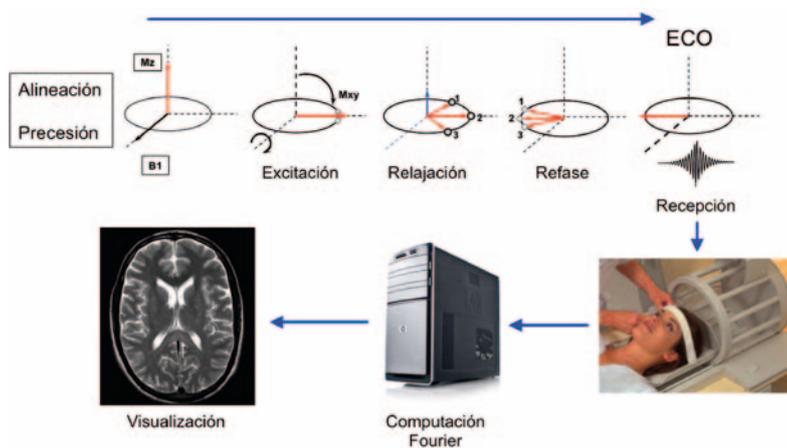
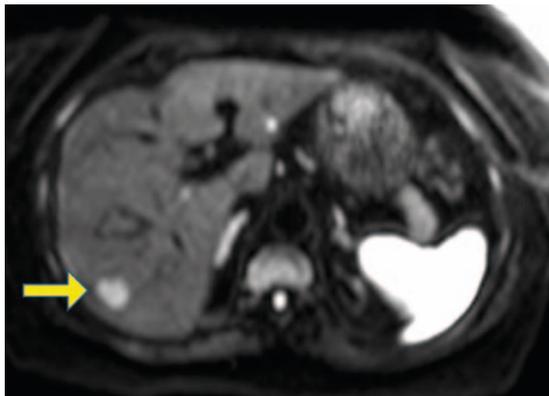


Fig. 10. Pasos para la obtención de imágenes de RM.

La mayor ventaja de la IRM sobre otros métodos de imagen es su alta resolución de contraste, cientos de veces superior a las otras técnicas. Además, el tipo de contraste se puede seleccionar, haciendo que en una imagen predomine, por

Fig. 11. Imagen de difusión. En este corte transversal del abdomen, en el borde posterior del hígado se observa una metástasis (flecha). La restricción del movimiento del agua, debido a la mayor celularidad de la metástasis, con respecto al hígado, aumenta la señal de resonancia y mejora la detección.



ejemplo, un contraste T1, un contraste T2 o la densidad de protones. En muchas exploraciones es necesario la administración de un medio de contraste externo, la mayoría basados en el gadolinio, que modifica la relajación, haciendo todavía más sensible la detección de patología y su caracterización. También es posible obtener una información funcional, como la que aporta la difusión (DWI o imagen de difusión), la espectroscopia (MRe) o la imagen funcional cerebral (fMRI).

Las imágenes de RM basadas en la difusión (*diffusion weighted imaging, DWI*) muestran un tipo de contraste que no está basado en la relajación de los protones. Se trata de una técnica que permite la detección en vivo del movimiento del agua en los tejidos. El movimiento aleatorio de las moléculas de agua es modificado por factores estructurales del medio, principalmente por la celularidad (cantidad de células). El movimiento del agua está restringido en zonas más celulares, produciéndose un menor desfase, siendo la señal de resonancia mayor (Figura 11). La aplicación clínica más importante es para el estudio de las lesiones isquémicas cerebrales [18]. Permite detectar en fase precoz las lesiones isquémicas donde, debido al edema citotóxico, existe una restricción de la difusión. Actualmente, sin embargo, las aplicaciones son muy extensas y abarcan prácticamente cualquier territorio, sistema y patología (Figura 11).

En un medio en el que el movimiento de las moléculas de agua es idéntico en todas las direcciones la difusión es conocida como isotrópica. Por el contrario, cuando el movimiento se produce preferentemente en una dirección y no en otras, como ocurre a lo largo de los axones de un haz de sustancia blanca, se denomina difusión anisotrópica. La detección del movimiento en una dirección determinada es la base de la denominada tractografía (*Diffusion Tensor Imaging, DTI*) [19] (Figura 12).

La espectroscopia mediante RM (*Magnetic Resonance Spectroscopy, MRe*) es una **técnica química analítica**, que no proporciona imágenes,

sino espectros en vivo. Equivale a la RMN que se utiliza en química orgánica, pero realizada en un equipo de diagnóstico. Mientras que la IRM aporta una información morfológica, estructural o funcional, la MRe aporta una información metabólica. Obtiene información de los átomos de ^1H que forman parte de muchos compuestos importantes y no solo de los que forman parte del agua y de la grasa [20]. La precesión de los protones de ^1H depende de la naturaleza química de la molécula que contenga el ^1H . Esto se denomina desplazamiento químico (DQ). En el cerebro, por ejemplo, diferentes metabolitos, como lactato (Lac), N Acetil-Aspartato (NAA), Glutamato-Glutamina (Glx), Creatina (Cr), Colina (Cho) y Mio-Inositol (mI), producen diferente DQ químico con respecto a una molécula de calibración que sirve de referencia. El espectro de los metabolitos se representa en un gráfico bidimensional, donde el eje horizontal representa las frecuencias, el DQ, y el vertical la concentración de metabolitos (Figura 13). La detección de metabolitos en el área que se debe estudiar permite una aproximación diagnóstica de la patología, por ejemplo, la creatina y la colina se detectan en tumores malignos, y la alanina en los meningiomas. La ERM puede considerarse un método de imagen molecular muy utilizada en el diagnóstico de la patología cerebral, y que se ha ido extendiendo a otras áreas y patologías de todo el cuerpo.

El nombre de imagen de resonancia magnética (RM) funcional (*Functional Magnetic Resonance Imaging, fMRI*) se utiliza generalmente para la detección de la actividad cerebral por el efecto BOLD, aunque este es solo una parte de la denominada resonancia magnética funcional. Mediante el efecto BOLD (siglas de *Blood Oxygen Level Depend;*), es decir, el efecto sobre la señal de RM dependiente del nivel de oxigenación de la sangre, es posible detectar pequeños cambios metabólicos funcionales cuando existe una activación neuronal [21, 22]. La molécula encargada de transportar el oxígeno en la sangre es la hemoglobina. Sus propiedades magnéticas dependen de si va ligada a oxígeno (oxihemoglobina) o no (deoxihemoglobina). La oxihemoglobina es diamagnética y la deoxihemoglobina es paramagnética y, en este caso, genera una alteración del campo magnético en RM. El aporte sanguíneo del cerebro en reposo tiene un nivel de equilibrio entre la oxihemoglobina (HbO_2) y la deoxihemoglobina (Hb). Si una región del cerebro se activa, se produce un aumento de la actividad neuronal, con dilatación de los capilares y un aumento de flujo sanguíneo para aumentar el aporte de oxígeno. Sin embargo, el consumo de oxígeno es menor que el aumento de flujo, lo que produce un aumento relativo de la deoxihemoglobina. Se produce un desequili-

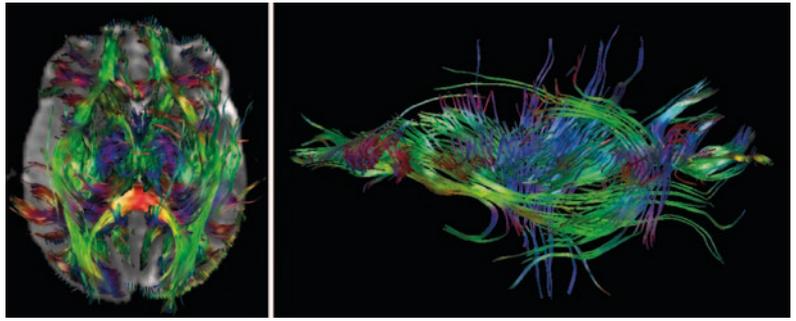


Fig. 12. Representación de tractos nerviosos, mediante técnica de difusión, en la sustancia blanca cerebral.

brio en la relación Hb/HbO_2 . El exceso de HbO_2 provoca una disminución de la diferencia de susceptibilidad entre el lecho capilar y el tejido que se traduce en un leve aumento de la señal. La fMRI es, por lo tanto, una medición indirecta de la actividad cerebral, a partir de su aporte sanguíneo (Figura 14).

En un típico experimento clínico mediante fMRI-BOLD, se pide al sujeto que realice de forma intermitente varias tareas (como tocar con los dedos o la generación silenciosa de palabras) mientras se encuentra en el equipo de RM. La principal utilidad de la fMRI es proporcionar información sobre la localización cortical de funciones cerebrales importantes en pacientes que requieren cirugía cerebral.

En conclusión, la RM es una técnica compleja, relativamente joven en el diagnóstico radiológico. Se precisa de un potente campo magnético, protones de hidrógeno, radiofrecuencia y bobinas. La reconstrucción es compleja y se basa en el análisis de las diferentes frecuencias espaciales y la posterior transformación de Fourier. Esta técnica es fruto de importantes descubrimientos e investigaciones a lo largo del siglo xx. Los autores de esas investigaciones recibieron numerosos galardones y distinciones.

Fig. 13. Espectroscopia mediante RM. En la parte superior se muestran tres proyecciones del cerebro adquiridas mediante IRM. El rectángulo rojo señala la zona a estudiar mediante eRM. En la parte inferior, el espectro muestra el diferente DQ de los metabolitos y su intensidad.

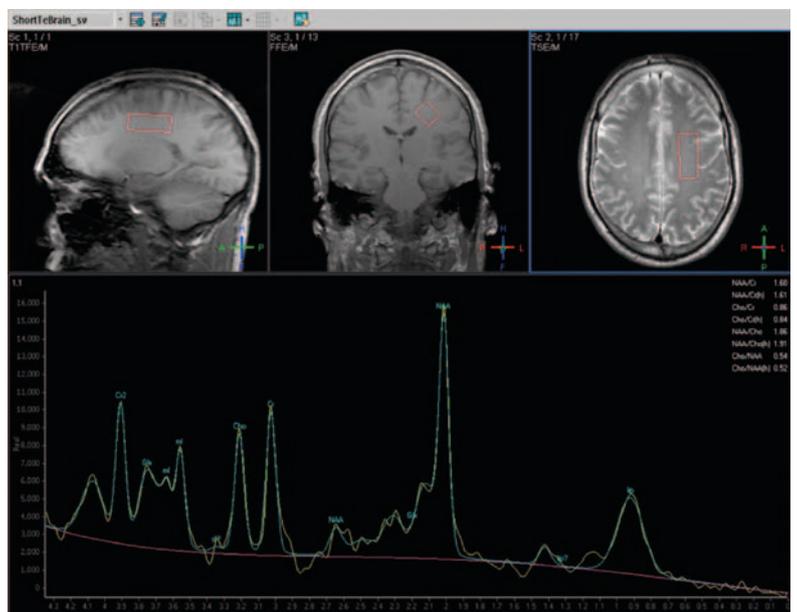
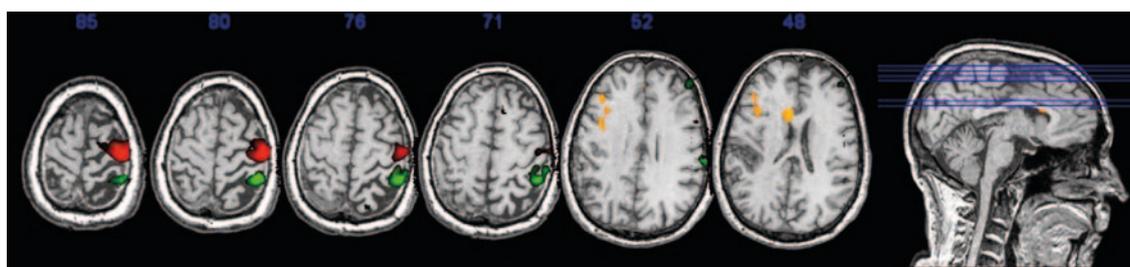


Fig. 14: Estudio mediante fMRI-BOLD en un paciente que va a ser operado de una malformación vascular cerebral. El movimiento de la mano derecha activa la corteza cerebral, aumenta levemente la señal, que se muestra coloreada. El cirujano obviará el paso por esta zona, si es posible, para evitar déficits motores tras la cirugía.



Premios Nobel relacionados con la resonancia magnética		
1944	Isidor Isaac Rabi	Física
1952	Edward Mills Purcell Felix Bloch	Física
1991	Richard R. Ernst	Química
2003	Kurt Wüthrich	Química
2003	Peter Mansfield C. Lauterbur	Medicina

Referencias

- [1] U. BUSCH, "Wilhelm Conrad Roentgen. El descubrimiento de los rayos X y la creación de una nueva profesión médica", *Rev. Argent. Radiol.* **80** (4), 298-307 (2016).
- [2] J. C. RAMÍREZ, C. ARBOLEDA y C. H. MCCOLLOUGH, "Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad", *Rev. Ing. Bioméd.* **2**(4), 54-72 (2008).
- [3] G. SCHMIDT, *Ecografía: de la imagen al diagnóstico* (Editorial Médica Panamericana, 2008).
- [4] C. DÍAZ GARCÍA y F. J. DE HARO DEL MORAL, *Técnicas de exploración en Medicina Nuclear* (Elsevier, 2004).
- [5] N. WAKSMAN MINSKY y A. SAUCEDO YÁÑEZ, "Breve historia de la Resonancia Magnética Nuclear: desde el descubrimiento hasta la aplicación en imagenología", *Educ. Quím.* **30**(2), 129-139 (2019).
- [6] C. SÁNCHEZ DEL RÍO, *Física cuántica* (Pirámide, 2015, cap. 13).
- [7] R. EISBERG y R. RESNICK, *Física Cuántica* (Limusa-Wiley, 1978, cap. 8).
- [8] F. BALLESTER y J. M. UDÍAS, "Física Nuclear y Medicina", *Rev. Esp. Fís.* **22**(1), 29-36 (2008).
- [9] A. HERNANDO y J. M. ROJO, *Física de los materiales magnéticos* (Síntesis).
- [10] G. KONRAD VON SCHULTHESS, "The Physical Basis of Magnetic Resonance Imaging" en *Morphology and Function in MRI* (Springer, Berlín, 1989).
- [11] J. GILI, *Introducción Biofísica a la resonancia magnética en neuroimagen* (Booksmedics, 2016)
- [12] S. VELAYOS, *Introducción al magnetismo* (Ed. UCM, 1974).
- [13] L. G. HANSON, "Is Quantum Mechanics Necessary for Understanding Magnetic Resonance?", *Concepts Magn. Reson.* **32A**(5), 329-340 (2008).
- [14] J. P. KORB y R. G. BRYANT, "Magnetic Field Dependence of Proton Spin-Lattice Relaxation Times", *Mag. Reson. Med.* **48**, 21-26 (2002).
- [15] C. B. PASCHAL y H. DOUGLAS MORRIS, "K-Space in the Clinic", *Magn. Reson. Imaging* **19**, 145-159 (2004).

- [16] T. A. GALLAGHER, A. J. NEMETH y L. HACEIN-BEY, "An Introduction to the Fourier Transform: Relationship to MRI", *Am. J. Roentgenol.* **190**, 1396-1405 (2008).
- [17] J. PAULY, P. LE ROUX, D. NISHIMURA y A. MACOVSKI, "Parameter relations for the Shinnar-Le Roux selective excitation pulse design algorithm", *IEEE Trans. Med. Imaging* **10**, 53-65 (1991).
- [18] L. MINATI L y W. P. WEGLARZ, "Physical Foundations, Models, and Methods of Diffusion Magnetic Resonance Imaging of the Brain: a Review", *Magn. Reson.* **30A**, 278-307 (2007).
- [19] P. MUKHERJEE *et al.*, "Diffusion Tensor MR Imaging and Fiber Tractography: Theoretic Underpinnings", *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **29**, 632-640 (2008).
- [20] D. BERTOLDO, A. WATCHARAKORN y M. CASTILLO, "Brain Proton Magnetic Resonance Spectroscopy. Introduction and Overview", *Neuroimag. Clin. N. Am.* **23**, 359-380 (2013).
- [21] G. G. BROWN, J. E. PERTHEN, T. T. LIU y R. B. BUXTON, "A Primer on Functional Magnetic Resonance Imaging", *Neuropsychol. Rev.* **17**, 107-205 (2007).
- [22] J. E. CHEN y G. H. GLOVER, "Functional Magnetic Imaging Methods", *Neuropsychol. Rev.* **25**, 289-313 (2015).



Javier Lafuente
Ex-jefe del Servicio de Radiología.
Hospital General Universitario
Gregorio Marañón. Madrid



Miguel Ángel García García-Tuñón
Instituto de Cerámica y Vidrio.
CSIC. Madrid



Antonio Hernando
Profesor emérito. UCM.
Profesor invitado en DIPC, IMDEA
Nanociencia y Univ. Antonio
de Nebrija