

Imágenes nítidas

La resonancia magnética

La imagenología por resonancia magnética se basa en que la diferencia entre los estados de energía de ciertos núcleos atómicos sometidos a un campo magnético externo depende de la magnitud de dicho campo.

Alfredo O. Rodríguez, Rafael Rojas, Perla Salgado,
Julián Sánchez-Cortázar y Fernando A. Barrios

RESUMEN

Hoy en día la imagenología por resonancia magnética está considerada como una de las técnicas de más alta resolución anatómica, y es básica para el diagnóstico de gran número de desórdenes y enfermedades. Además, ha mostrado gran utilidad para el estudio fisiológico y metabólico de muchos problemas que aquejan al hombre. Es, sin duda, la técnica imagenológica (de obtención de imágenes) clínica que ha tenido más desarrollo y crecimiento, sólo comparable con técnicas como el ultrasonido o con la tomografía axial computarizada. En particular, la resonancia magnética ha experimentado un desarrollo sobresaliente en la imagenología del sistema nervioso central (SNC), específicamente en el estudio de su

estructura anatómica tanto en la salud como en muchas de sus enfermedades, y en forma más importante en el mapeo del funcionamiento del cerebro humano. México se encuentra entre los cuatro primeros países en el mundo en donde se instaló un sistema de resonancia magnética para uso clínico en humanos. A partir de ese momento, a principio de los años ochenta, el número de siste-

mas ha crecido de manera insospechada. Actualmente contamos con aproximadamente cien unidades en todo el país, la mayoría en hospitales y clínicas privados. Gracias a esta infraestructura existente, el uso de dicha técnica para el estudio y diagnóstico de muchas enfermedades es, en México, potencialmente alto.

INTRODUCCIÓN

Durante muchos años, la técnica de resonancia magnética nuclear (RMN) fue usada principalmente para hacer análisis espectroscópico en química. A principio de los años setenta, Damadian y Lauterbur, en los Estados Unidos, y de manera independiente Mansfield, en la Gran Bretaña, propusieron usar esta técnica para generar imágenes. En un principio, la técnica no gozó de amplia aceptación dentro de la comunidad médica, a causa de los largos tiempos de obtención de la imagen y su alto costo. La falta de experiencia en su uso, por otro lado, llevó a conclusiones erróneas en su aplicación médica en áreas

como los estudios de médula espinal. Actualmente, la imagenología por resonancia magnética es el método de imagen médica de mayor resolución anatómica, en todas aquellas áreas del cuerpo humano con alta densidad de tejido y con pocas interfases tejido-aire, que afectan la homogeneidad local del campo magnético.

En México se instaló una de las primeras máquinas de resonancia en el Hospital Universitario de Nuevo León. El equipo colocado fue un sistema prototipo FONAR que, en ese momento, no contaba con la autorización correspondiente de la *Food and Drug Administration* (Dirección de Alimentos y Drogas del gobierno federal de los Estados Unidos), por lo que no podía ser utilizado en los Estados Unidos como instrumento clínico. Actualmente la aplicación principal de la resonancia magnética se encuentra en la generación de imágenes del sistema nervioso central o neuroimagen. Gracias a los avances técnicos en secuencias de pulso y en el desarrollo de antenas de radiofrecuencia y de bobinas de gradiente, la resonancia magnética puede competir con técnicas tradicionalmente usadas en imagen cardiovascular, musculoesquelético e imagen funcional. Sin embargo, la mayor repercusión de este desarrollo tecnológico, durante la reciente década, se ha dado sin duda en la imagen funcional por resonancia magnética del SNC, o mapeo de función cerebral. Actualmente el mapeo de la función cerebral en humanos está casi totalmente dominado por la resonancia *funcional*, gracias a su carácter no invasivo y a su alta resolución espacial.

LA IMAGENOLÓGÍA Y LA ESPECTROSCOPIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA

La imagenología y la espectroscopía por resonancia magnética pertenecen a un grupo de técnicas basadas en el fenómeno de la resonancia magnética nuclear del protón, o núcleo del átomo de hidrógeno. En particular, la imagenología por resonancia magnética es una técnica tomográfica para la generación de imágenes de muy alta resolución, que brinda información física y química mediante el uso de la señal de resonancia magnética nuclear. El fenómeno que dio origen a la señal de resonancia magnética nuclear fue descubierto de manera independiente por Bloch y Purcell en 1946.

La imagenología por resonancia magnética se basa en que la diferencia entre los estados de energía de ciertos núcleos atómicos sometidos a un campo magnético externo depende de la magnitud del campo: si se hace variar el campo magnético apli-

La imagenología por resonancia magnética es el método de imagen médica de mayor resolución anatómica

cado entre un punto y otro, se estará variando la energía de la radiación emitida o absorbida por los núcleos. De esta manera, podemos asignar a cada señal cierta posición. En la Figura 1 se muestra de manera esquemática la forma en que la señal de resonancia magnética es generada por un pulso de radiofrecuencia (RF), que provoca una excitación controlada de los núcleos de hidrógeno, que posteriormente al regresar a su estado no excitado emiten radiofrecuencias a partir de las que se construye la imagen.

Dado que la imagenología por resonancia magnética está diseñada para obtener imágenes del cuerpo humano, comenzaremos exponiendo lo que experimenta un sujeto dentro un instrumento de resonancia magnética. Cuando ciertos núcleos atómicos muy abundantes en el cuerpo humano —por ejemplo, el del hidrógeno—, son colocados dentro de campos magnéticos externos constantes, se alinean con el campo magnético y pasan a un estado de menor o de mayor energía. La diferencia entre estas dos energías es proporcional a la intensidad del campo magnético externo aplicado. A este fenómeno se le denomina *efecto Zeeman*.

Ahora bien, los protones o núcleos de hidrógeno se pueden alinear en dos formas distintas: en dirección paralela al campo o en dirección opuesta a él (antiparalela), alcanzando los diferentes niveles de energía posibles que, en este caso particular, la naturaleza

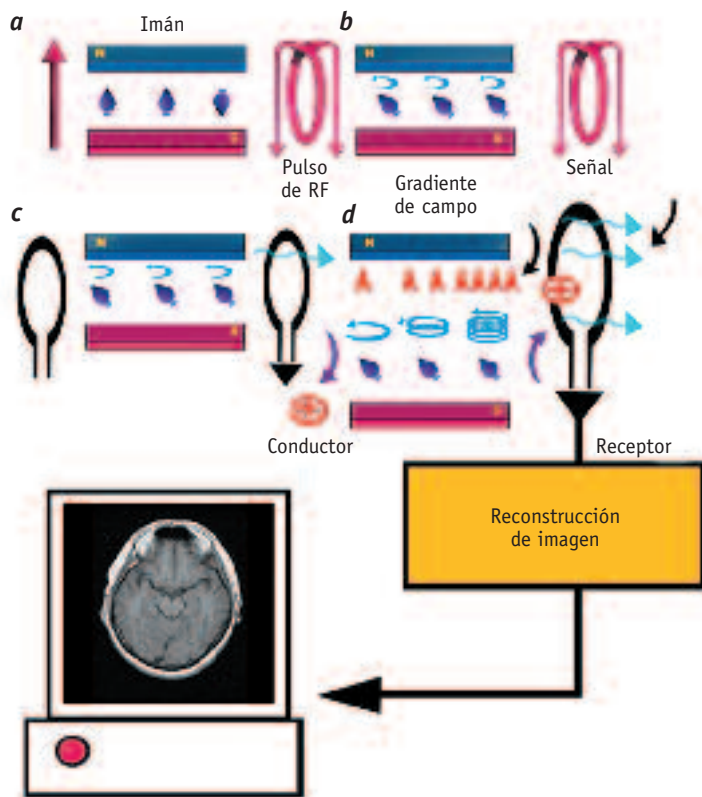


Figura 1. Descripción esquemática del proceso de generación de la señal de resonancia magnética. En **a**, los protones, representados por "trompos", se alinean de forma paralela o antiparalela dentro del campo magnético: las direcciones son todas paralelas, pero sus proyecciones pueden apuntar en direcciones opuestas. En **b**, se envía una señal de radiofrecuencia (RF) exactamente sintonizada con la frecuencia de giro de los "trompos" (frecuencia de Larmor). Como resultado de la absorción de esta señal, los "trompos" cambian su dirección de giro (precesan), al aumentar su energía como resultado de la absorción de la radiofrecuencia, en **c**. En **d**, se aprecia la aplicación de una *variación local* en el campo magnético (usando gradientes de campo); esta variación local hace que distintos "trompos" (protones) localizados en distintos tejidos tengan condiciones de resonancia diferentes. El estado al que quieren regresar los protones es al de estar alineados al campo magnético externo, pero sólo pueden hacerlo si emiten la energía de excitación en forma de ondas de radio, las cuales son detectadas por las antenas localizadas en forma adyacente a la región de interés. Las señales recibidas tendrán diferentes frecuencias dependiendo del tejido desde donde se emitieron las ondas. De esta forma, la imagen se construye al digitalizar y procesar todas las señales recibidas, dando distintos tonos de gris en la imagen.

permite al protón; y como existen más protones apuntando en la dirección paralela al campo externo (estado de menor energía) que aquellos alineados en forma antiparalela, entonces se genera cierta magnetización.

Los núcleos, entre otros componentes, poseen protones que tienen su propio campo magnético, de tal suerte que se puede pensar en éstos como si fueran pequeñas barras de imanes. Además, los protones giran alrededor de su eje, por lo que decimos que poseen un espín o giro. Cuando el protón se encuentra expuesto a un campo magnético externo, su espín oscila alrededor de su eje en un movimiento llamado *precesión*, que depende de la intensidad del campo magnético que se aplica. Finalmente, se produce un campo magnético longitudinal en el paciente, campo que no puede medirse de manera directa.

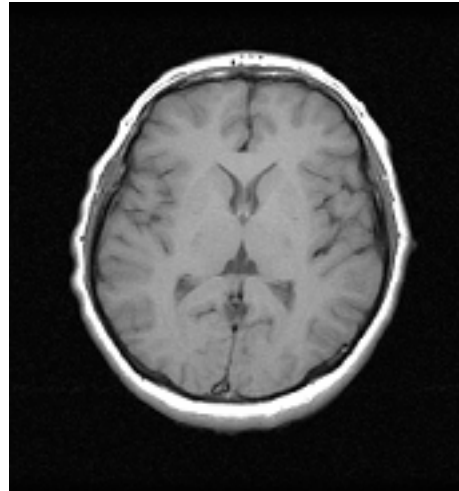
En caso de equilibrio térmico, el número de núcleos en estado de mayor energía

es ligeramente menor que el número de núcleos en estado de menor energía. Un núcleo en estado de mayor energía puede caer a un estado de menor energía y emitir un fotón (partícula de luz), con una energía igual a la diferencia entre los dos estados. En el caso de que un núcleo pase del estado de menor energía al de mayor energía, absorberá un fotón con energía igual a la diferencia de energía entre los dos estados. Este fenómeno sucede al aplicar pulsos de radiofrecuencia con la misma frecuencia que los protones, para que se absorba energía de las ondas de radio y ocurra el fenómeno de resonancia. Por lo tanto, algunos núcleos en estado de menor energía absorberán los fotones y brincarán al estado de mayor energía, destruyéndose así el equilibrio térmico. Inmediatamente después de que los fotones fueron absorbidos, los núcleos restantes del estado de mayor energía regresarán al estado de menor energía para recuperar el equilibrio, emitiendo campos electromagnéticos que pueden ser detectados por antenas de radiofrecuencia. En general, los pulsos de radiofrecuencia hacen decrecer la magnetización longitudinal y crean una magnetización transversal nueva, obligando a los protones a girar de manera sincronizada y en fase.

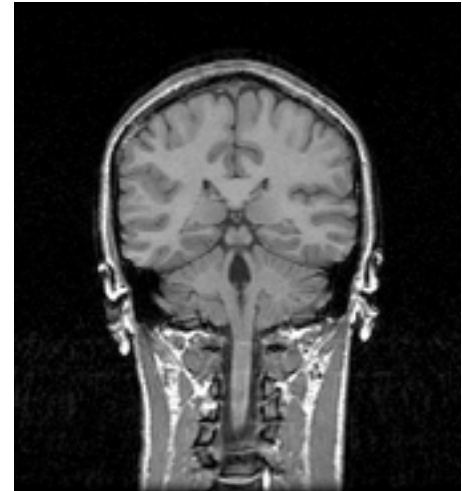
Una vez que el pulso de radiofrecuencia deja de operar, la magnetización longitudinal comienza a incrementarse de nuevo

hasta llegar a su estado inicial (*fenómeno de relajación*). La energía liberada es transferida a los átomos de los alrededores; la magnetización transversal decrece y desaparece como consecuencia de la interacción de los núcleos circundantes, que por la interacción se salen de fase, es decir, giran de manera distinta entre sí, ocasionando que la señal se debilite poco a poco. En consecuencia, los protones pronto se encuentran fuera de fase. Estas variaciones son características de cada tejido.

Dado que la frecuencia de las señales electromagnéticas emitidas está determinada por la diferencia de energía de los dos estados del núcleo y por el decaimiento de las señales —el cual depende de su ambiente molecular—, la señal de resonancia magnética nuclear recibida por la antena de radiofrecuencia puede analizarse para estudiar las propiedades del núcleo y de su entorno.



a



b

Figura 2. Imágenes por resonancia magnética de un sujeto control. Estas imágenes de alta resolución pesadas a T1 (tiempo de relajación longitudinal) fueron adquiridas en dos planos distintos de corte, en **a**. axial, y coronal en **b**. En la actualidad, imágenes de este tipo son usadas en forma cotidiana en estudios clínicos en todo el mundo. [F. A. Barrios (2000), "Virtual Brain Bank, a public collection of Classified Head MRI", *Proceedings of 4th Mexican Symposium on Medical Physics*, Mérida, Yucatán, México, American Institute of Physics Conference Proceedings 538, pp. 161-167.]

IMAGENOLÓGÍA Y ESPECTROSCOPIA CEREBRAL

La exitosa aplicación de la imagenología y de la espectroscopía por resonancia magnética en el estudio de algunas enfermedades del cerebro han abierto el camino para su desarrollo. Hoy en día es posible generar imágenes y espectros del cerebro humano para estudiar enfermedades como la de Huntington y la de Alzheimer, entre otras. La imagenología y la espectroscopía por resonancia magnética poseen la importante característica de ser técnicas no dañinas para el paciente, aun utilizando grandes intensidades del campo magnético. En la Figura 2 aparecen dos formas distintas de generar imágenes por resonancia magnética, usualmente empleadas en la práctica clínica diaria.

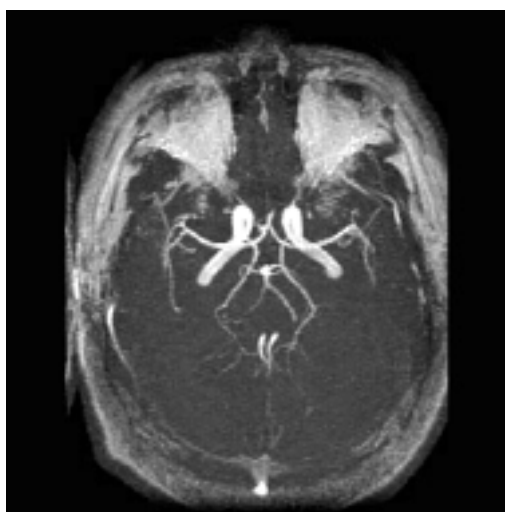
IMAGENOLÓGÍA FUNCIONAL

Angiografía neurológica

Esta técnica es la combinación de un método sensible al flujo con un procedimiento de imagenología por resonancia magnética capaz de generar imágenes en tiempo real, método

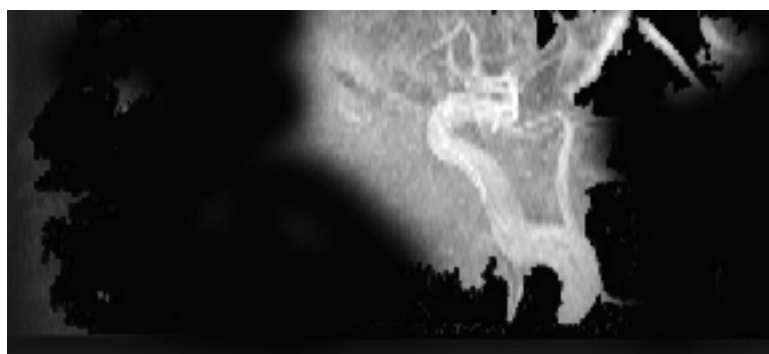
Si el protón se expone a un campo magnético externo, su espín oscila en un movimiento llamado *precesión*

La imagenología y la espectroscopía por resonancia magnética son técnicas no dañinas para el paciente



a

Figura 3. La técnica de angiorresonancia está basada en secuencias de pulso que favorecen la detección de señal de aquellos protones que están en movimiento, por ejemplo, los que están presentes en la sangre de un sujeto en estudio. Estas técnicas se conocen como "tiempo de vuelo", y están ajustadas para acentuar el efecto de tejidos en "flujo" (tejido sanguíneo). Por medio de *software* especializado incluso se puede distinguir entre el flujo venoso o el flujo arterial, y también se pueden reconstruir como técnicas bidimensionales (2D-TOF, *bidimensional-time of flight*) o tridimensionales (3D-TOF). En **a**, se muestra una imagen de angiorresonancia del polígono de Willis de un sujeto sano 40 años de edad, vista 2D axial; y vista lateral en **b**. Las imágenes fueron adquiridas en el sistema G. E. Signa LX de 1.5 T del Hospital ABC, en las que se utilizó la secuencia 2D-TOF.



b

que permite cuantificar el flujo sanguíneo en arterias y venas. A manera de ejemplo, en la Figura 3 se muestra la angiorresonancia de un hombre de edad mediana.

IMAGENOLÓGÍA DE DIFUSIÓN

La *difusión* se puede definir como el movimiento aleatorio de translación de las moléculas en un fluido. La difusión en el cerebro está determinada por los componentes microestructurales del tejido, tales como las membranas celulares y los organelos.

Las técnicas de difusión toman como parámetros importantes la cantidad y la dirección del movimiento browniano (aleatorio) de los protones de agua libres. Este tipo de movimiento es influido por la organización estructural y por la integridad del tejido.

Los procesos patológicos que modifican la integridad de un tejido pueden causar un incremento en la difusión de moléculas, por la pérdida de las barreras naturales del tejido, y potencialmente generar imágenes que ofrecen información del tamaño, forma y orientación de los tejidos enfermos.

La imagenología de difusión resulta de gran importancia clínica para valorar pacientes con isquemia (falta de irrigación sanguínea) cerebral. Con esta técnica imagenológica es posible localizar y medir el tamaño de algún proceso isquémico temprano con mayor precisión que con cualquier otra metodología estándar de imagenología por resonancia magnética. Este tipo de secuencias puede darnos una estimación cuantitativa del grado de daño sufrido por el tejido, aparte de mejorar la comprensión de los mecanismos que causan daños irreversibles. Además, es capaz de generar un contraste característico de los tejidos, basado en un fenómeno distinto al relacionado con las imágenes convencionales de resonancia magnética.

A pesar de su reciente introducción en el medio clínico, estas técnicas han mostrado su gran utilidad en la práctica. Con las secuencias de difusión es posible: *a)* discriminar entre edemas citotóxicos y vasogénicos, *b)* detectar tempranamente los infartos infantiles, *c)* diferenciar cambios isquémicos recientes. Los cortos tiempos de obtención de las imágenes la convierten en una metodología muy popular, que se vuelve aún más atractiva cuando se combina con la imagenología ecoplanar. Esta técnica de imagen ecoplanar es en la actualidad muy variada, pero en principio es una técnica extrarrápida que se caracteriza por registrar en una sola excitación de radiofrecuencia un componente completo del espacio de las frecuencias (*espacio-fase*). Esto se logra gracias a que el espacio-fase, en estas técnicas, se registra usando una trayectoria alternada o de zig-zag.

IMAGENOLÓGÍA DE PERFUSIÓN

La *perfusión* se puede definir como el volumen de sangre que pasa a través de cierta masa de tejido en un tiempo determinado. Cuando en el suministro de sangre al tejido cerebral aparecen fallas, éstas son señal de algún tipo de enfermedad vascular o de actividad metabólica anormal. La imagenología por resonancia magnética ofrece los medios para caracterizar la red vascular y determinar la tasa a la que fluye la sangre a través del tejido. La perfusión es una cantidad fisiológica básica independiente de los parámetros que rigen la adquisición de la imagen de resonancia magnética. Este tipo de técnica imagenológica hace uso de la disminución de la señal conforme el agente paramagnético de contraste transita por los tejidos: puede medir parámetros hemodinámicos como el tiempo de tránsito medio, el volumen relativo cerebral y el flujo. Con esta información es posible construir mapas de perfusión del cerebro entero. La técnica se ha empleado para describir la hemodinamia del paciente con infarto cerebral o con estados de estenosis (estrechamiento arterial).

TÉCNICA DE OXIGENACIÓN SANGUÍNEA DEPENDIENTE DEL NIVEL (*blood oxygenation level dependent*)

Probablemente el tema de mayor impacto en el estudio del sistema nervioso central es el mapeo de la función cerebral a partir de resonancia magnética, ya que al compararla con las técnicas comúnmente usadas para este propósito —la tomografía por emisión de positrones y la tomografía por emisión de un solo fotón—, la técnica de resonancia magnética funcional no expone

al paciente a radiación ionizante, como es el caso de la tomografía por emisión de positrones y de la tomografía por emisión de un solo fotón. La resonancia magnética funcional se puede separar en dos grandes técnicas: las que usan factor de contraste de origen externo y las que usan uno de origen interno. Es un caso fortuito de la naturaleza que los seres humanos contamos con un factor de contraste para resonancia magnética: nuestra hemoglobina, la proteína transportadora de oxígeno que se encuentra en los glóbulos rojos. La hemoglobina cambia en forma significativa su estado de magnetización cuando cambia su estado de oxigenación; es decir, gracias a su contenido de hierro, cuando la hemoglobina cambia de un estado oxigenado a un estado desoxigenado —después de llevar oxígeno al tejido que lo requiere—, cambia su magnetización en varios órdenes de magnitud, y por lo tanto cambia su respuesta a las técnicas de imagen por resonancia magnética.

El objetivo principal de la imagenología funcional por resonancia magnética es mapear la actividad neuronal del cerebro. Este método está basado en la detección de las alteraciones fisiológicas secundarias al inicio de la actividad neuronal. La actividad cerebral incrementa el flujo de la sangre comparativamente con el incremento del consumo de oxígeno: la oxigenación se incrementa como resultado de la actividad cerebral. Este

La imagenología de difusión resulta de gran importancia clínica para valorar pacientes con isquemia cerebral

La imagenología por resonancia magnética puede caracterizar la red vascular y determinar la tasa a la que fluye la sangre

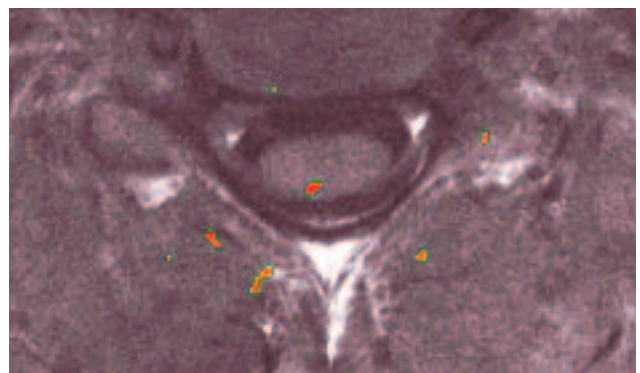
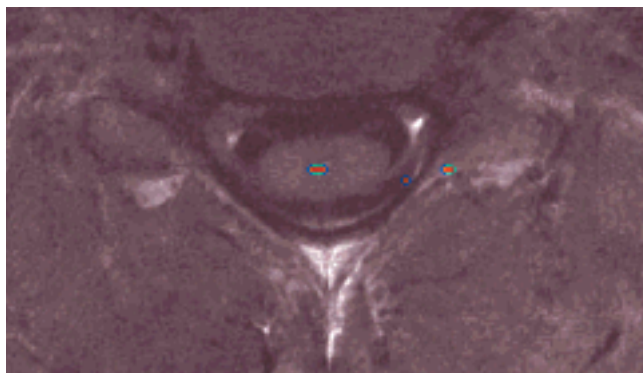


Figura 4. Imágenes que muestran los mapas de actividad (en color), en médula espinal, durante una tarea motora de la mano derecha, superpuestos a una imagen anatómica del mismo sujeto (imágenes en tonos de gris). Estas imágenes fueron obtenidas en el Hospital ABC, con un sistema G. E. Signa LX de 1.5 teslas. En la imagen del lado derecho es posible observar el efecto del drenaje venoso en la señal fuera de la médula. [D. Morales, R. Rojas y F. A. Barrios (2001), "Mapping of the motor and sensory activity in the human spinal cord with functional MRI", *Proceedings of 5th Mexican Symposium on Medical Physics*, Juriquilla, Querétaro, México, American Institute of Physics Conference Proceedings 593, pp. 167-169.]

fenómeno ha dado origen a la técnica imagenológica conocida como de oxigenación sanguínea dependiente del nivel. Esta técnica se encuentra entre las más usadas alrededor del mundo dentro de la imagenología funcional por resonancia magnética. Esta técnica emplea hemoglobina como fuente de contraste. El hierro ferroso de la desoxihemoglobina es paramagnético, pero se convierte en magnético en la oxihemoglobina. Cuando los glóbulos rojos que contienen desoxihemoglobina se encuentran sometidos a un campo magnético, se presenta distorsión del campo magnético que los rodea. A este fenómeno se le denomina *susceptibilidad magnética*, y ocurre cuando la sangre está completamente desoxigenada. A estas

técnicas se ha agregado la espectroscopía en vivo por resonancia magnética, que provee información metabólica adicional de los tejidos del cerebro.

En la actualidad, en México se llevan a cabo un par de proyectos de investigación en el mapeo de función cerebral. En particular en la Figura 4 se muestran mapas funcionales en la médula espinal de sujetos sanos. En estos estudios se pretende mapear la activación motora y somatosensorial en las extremidades superiores, en el área medular, a nivel de la sexta vértebra cervical.

ESPECTROSCOPÍA EN VIVO

La espectroscopía en vivo de humanos se hizo posible a principio de los años 1980 con la llegada de imanes de cuerpo entero de alta homogeneidad e intensidad de campo magnético (1.5 teslas o más). Al respecto, los sistemas de cuerpo entero de 3 teslas aprobados en Estados Unidos para uso clínico vendrán a mejorar la calidad de los espectros y de las imágenes.

Los primeros estudios se enfocaron en los núcleos de fósforo, dado que es el elemento que más fácilmente se puede

detectar desde el punto de vista técnico. Por ello se desarrollaron algunos métodos de localización espacial para estudiar importantes neuropatologías, como los tumores cerebrales y el infarto, entre otros. Sin embargo, este sistema muestra dos desventajas: a) su baja sensibilidad y b) la baja concentración de fósforo contenida en los compuestos.

La resolución espacial de la espectroscopía en vivo está limitada principalmente por la relación entre señal y ruido. Esto implica que la unidad de volumen mínima que puede distinguir para un cerebro estándar es de 30 cm^3 , empleando una técnica convencional y un sistema de 1.5 teslas. Por lo tanto, la técnica se puede aplicar solamente a lesiones muy grandes o a enfermedades difundidas o globales.

En los años más recientes, el interés por la espectroscopía de resonancia magnética de protones ha crecido, después de que se demostró la posibilidad de generar espectros de muy alta resolución de regiones pequeñas y bien definidas en tiempos relativamente cortos (véase la Figura 5). Sus aplicaciones más importantes se centran en la espectroscopía de resonancia magnética del cerebro en vivo. Las principales patologías del cerebro, además de otras enfermedades, se han estudiado con espectroscopía de resonancia magnética, y se han obtenido resultados importantes para el estudio de varias enfermedades cerebrales.

La combinación de estos dos grupos de técnicas (imágenes y espectros) de resonancia magnética nos ofrece la posibilidad de obtener información estructural, metabólica y funcional de los tejidos del cerebro. Por un lado, las imágenes en cortes axial, sagital y coronal, nos da información estructural (imágenes anatómicas) y funcional (imágenes de difusión, flujo y perfusión). Por otro lado, los espectros nos ofrecen información bioquímica de regiones bien definidas por las imágenes. La espectroscopía nos brinda un puente entre la imagen y el metabolismo. Esta última información se añade a la generada por las imágenes para producir conjuntamente una herramienta de estudio más sólida (véase la Figura 6).

En la actualidad, la espectroscopía en vivo se distingue por mostrar los resultados mediante gráficas que representan la concentración de las diversas sustancias que se presentan en el organismo. En particular, en el caso del sistema nervioso central,

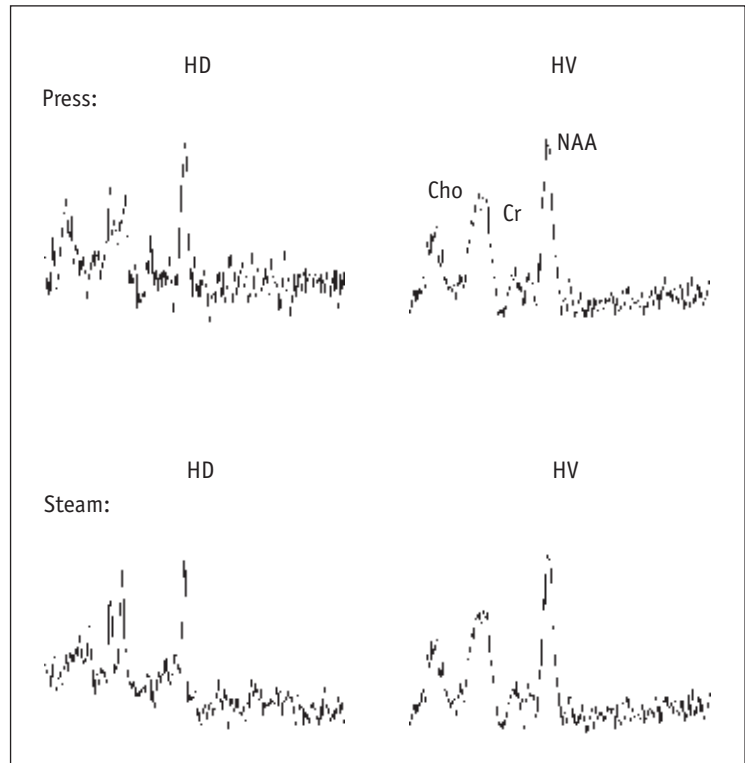


Figura 5. Espectros por resonancia magnética de protones de pacientes con la enfermedad de Huntington (HD) y voluntarios sanos (HV). El área de interés de donde se obtuvo muestreo de señal de resonancia se localizó sobre la cabeza del núcleo caudado, incluyendo partes de la cápsula interna y del putamen. Se emplearon dos secuencias: *Point Resolve Spectroscopy* (PRESS) y *Stimulated-Echo Acquisition Mode* (STEAM). El muestreo se tomó en esta localización porque se sabe que en la enfermedad de Huntington los procesos degenerativos afectan los ganglios basales. [F. A. Barrios, A. O. Rodríguez, R. Rojas, J. Fernández, M. Alonso, G. Reynoso y J. Sánchez-Cortázar (2000), "¹H-MRS and diffusion-weighted imaging correlated to behavioral studies in Huntington's disease", *Proceedings of The 8th Scientific Meeting and Exhibition of the International Society of Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1142, Denver, Colorado; y A. O. Rodríguez, "¹H-MRSI applied to study Huntington's disease", *Proceedings of 4th Mexican Symposium on Medical Physics*, Mérida, Yucatán, México, American Institute of Physics, pp. 168-173.]

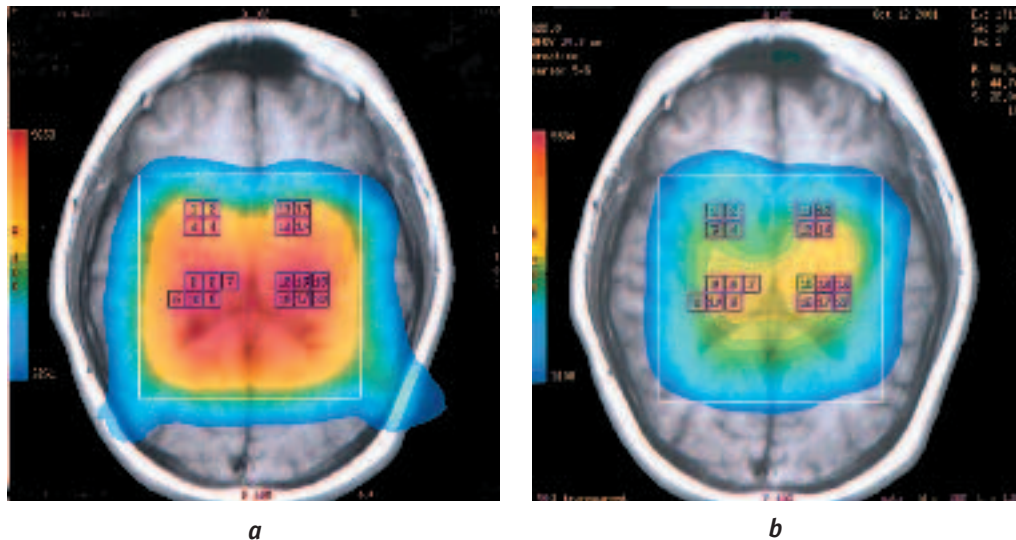


Figura 6. Imágenes por espectroscopía de protones por resonancia magnética (*magnetic resonance spectroscopy*), adquiridas en un sistema G. E. Signa LX de 1.5 teslas en el Hospital ABC. La imagen **a.** muestra una carátula de color sobrepuesta a una imagen de alta resolución a T1. Los tonos de color están ponderados de acuerdo con la concentración de N-acetil-aspartato. En la imagen **b.** la carátula de color está ponderada en la misma escala de tonos de color a la concentración de la creatina.

El objetivo principal de la imagenología funcional por resonancia magnética es mapear la actividad neuronal del cerebro

en campos de 1.5 teslas se localizan sin dificultad cuatro metabolitos con concentraciones estándar en el caso de los humanos: el N-acetil-aspartato, con la concentración más alta, la creatina, la colina y el lactato, que aparece muy bien localizado en casos de nódulos con muerte celular. En campos magnéticos más altos (3 y 7 teslas), la espectroscopía en vivo por protones toma un carácter totalmente distinto y de seguro se convertirá en el futuro de este tipo de estudios. Hoy, ese futuro ya se puede visualizar con los resultados que se obtienen con esta técnica tan importante de análisis de tejidos en vivo en instrumentos como el del Hospital

ABC de México, D. F. En la actualidad se pueden tomar señales de espectroscopía de volúmenes que cubren un corte completo del cerebro, y en estos datos se pueden plasmar mapas de concentración de metabolitos con escala de color, como los que se muestran en las imágenes de la Figura 6.

INVESTIGACIÓN EN IMAGENOLÓGÍA POR RESONANCIA MAGNÉTICA EN MÉXICO

Durante el año de 1996, Fernando Barrios (físico) del Centro de Neurobiología de la UNAM y Rafael Rojas (médico neuroradiólogo) del Hospital ABC comenzaron a reunirse para iniciar una colaboración de investigación sobre imagenología por resonancia magnética. Como resultado de estas reuniones, en la unidad de Resonancia Magnética del Hospital ABC de la ciudad de México se efectuó el primer estudio por resonancia magnética *funcional*, por medio de la técnica de contraste por cambio de estado de oxigenación en la hemoglobina (oxigenación sanguínea dependiente del nivel), que, como se señaló, es la técnica más usada en la actualidad en gran número de centros de investigación básica y clínica para visualizar la activación cerebral en humanos, durante la realización de alguna tarea específica. En 1998, Alfredo Rodríguez, recién incorporado a la

Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa después de haber finalizado sus estudios de doctorado en Inglaterra bajo la dirección de Peter Mansfield, entró en contacto con el grupo del Hospital ABC-Centro de Neurobiología de la UNAM, y casi de inmediato comenzó a colaborar con este grupo de imagenología por resonancia magnética recientemente creado, en el diseño y construcción de antenas de radiofrecuencia.

DESARROLLO DE ANTENAS DE RADIOFRECUENCIA

El estudio por resonancia magnética del cerebro requiere el diseño de secuencias de pulsos y antenas de radiofrecuencia para obtener información relevante tanto de enfermedades como de su funcionamiento sano. Esta situación impone la necesidad de investigar nuevos diseños de antenas de radiofrecuencia capaces de generar imágenes y espectros de alta calidad para el diagnóstico médico.

SISTEMA DE RADIOFRECUENCIA

Las antenas de radiofrecuencia son consideradas como una parte integral de un sistema por resonancia magnética para imagenología médica. En él, las antenas de radiofrecuencia tienen dos funciones importantes: excitar los espines de las partículas del núcleo atómico y detectar la precesión nuclear que resulta de ello. Durante la excitación, la antena convierte la potencia de radiofrecuencia en un campo magnético transversal rotatorio, dentro del volumen del que se procederá a producir una imagen. Para el caso de la recepción, la antena convierte la magnetización nuclear en una señal eléctrica para su posterior procesamiento. En ocasiones, una sola antena puede realizar la tarea de transmisión y recepción; a éstas se les llama *transceptoras*.

Ambos procesos son realizados generalmente con el empleo de una antena que rodea al paciente. Con objeto de evitar el uso de sistemas electrónicos muy complicados y costosos, la mayoría de los sistemas de resonancia magnética se valen de dos tipos distintos de antenas: una para la transmisión y otra para la recepción. Esta electrónica se vuelve más compleja a medida que usamos sistemas con intensidades mayores a 0.5 teslas.

Para asegurarnos de que nuestras imágenes poseen calidad para el diagnóstico clínico, debemos elegir con todo cuidado la forma (geometría) y las características eléctricas que determinan la sensibilidad espacial de la antena. Existen dos propie-

dades importantes que las antenas de radiofrecuencia deben cumplir para obtener una buena calidad de imagen: poseer un buen coeficiente de señal para ruido y generar un campo uniforme en el volumen de interés.

ANTENAS SUPERFICIALES DE RADIOFRECUENCIA

Las antenas superficiales no envuelven la muestra de la que se desea generar una imagen: generalmente se colocan en la superficie del paciente. La buena calidad de señal que de ellas se recibe se ve limitada a la región superficial, que tiene dimensiones similares al tamaño de la antena.

Las antenas superficiales fueron inicialmente utilizadas en espectroscopía por resonancia magnética en vivo, donde las respuestas localizadas permitieron obtener espectros de un órgano o de un tejido en particular. Sin embargo, las propiedades de la imagen determinan las características de diseño de las antenas. Las imágenes generadas por antenas de radiofrecuencia superficiales usualmente tienen distribuciones de intensidad que no son uniformes, por lo que los elementos de la imagen cercanos a las antenas aparecen muy brillantes; y en los que están alejados de la superficie, la intensidad decrece rápidamente. A pesar de esta limitación, las imágenes pueden ser de gran calidad en tanto la región de interés se encuentre cerca de la antena.

Generalmente, la resonancia magnética se vale de dos tipos de antenas: una para la transmisión y otra para la recepción

Las imágenes de resonancia magnética de alta calidad dependen mucho del tipo de antena que se desee utilizar

La generación de imágenes de resonancia magnética de alta calidad depende en gran medida del tipo de antena que deseamos utilizar y de la aplicación misma. En el diseño de cualquier antena es importante entonces considerar que sea capaz de generar campos magnéticos uniformes. Las formas que los alambres que conforman la antena adoptan para conseguir un campo con tales características es una tarea complicada. Las antenas en forma de anillo plano son las más sencillas y poseen alta sensibilidad. Existe una gran variedad de formas para este tipo de antenas: las hay elípticas, circulares, cuadradas, rectangulares, etcétera.

A este respecto iniciamos nuestro trabajo con la construcción de dos geometrías de antenas: circular y cuadrada. Estas geometrías se han empleado ampliamente y mostrado muy buenos resultados en la práctica clínica. Nuestro objetivo

es generar imágenes del cerebro y del corazón como primera experiencia con nuestras antenas de radiofrecuencia. Posteriormente construimos otro novedoso diseño que hemos designado *resonador en forma de pétalo* (Figura 7, ángulo superior derecho). Todos los diseños han sido capaces de producir imágenes cerebrales de calidad diagnóstica. En la Figura 7 se muestran algunas imágenes cerebrales de voluntarios sanos en distintos cortes.

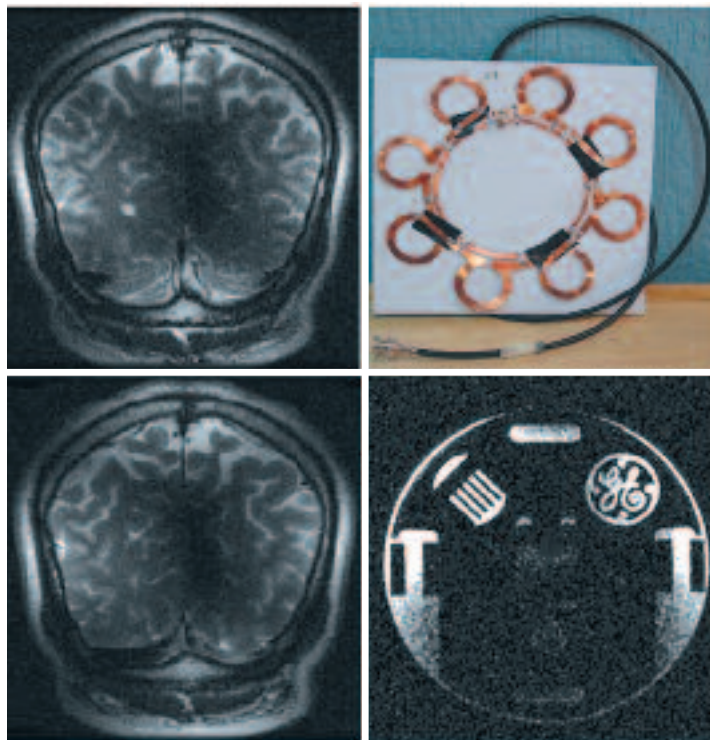


Figura 7. Imágenes de un cerebro sano en cortes coronales producidas en el instrumento G. E. Signa LX de 1.5 T utilizando la antena receptora en forma de pétalo, diseñada y construida por el grupo de investigación UAM-Hospital ABC-CNB, UNAM. [S. Hidalgo, A. O. Rodríguez, R. Rojas, J. Sánchez, G. Reynoso y F. Barrios (2001), "Petal resonator surface coil", *Proceedings of The 9th Scientific Meeting and Exhibition of the International Society of Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1112, Glasgow, Escocia.]

CONCLUSIONES

La imagenología por resonancia magnética es sin lugar a dudas una herramienta muy poderosa para el estudio de las enfermedades y para conocer el funcionamiento del cerebro. La naturaleza de este trabajo demanda un esfuerzo multidisciplinario: es necesaria la interacción entre médicos, físicos, neurorradiólogos e ingenieros para enfrentar el reto de estudiar el cerebro por medio de la imagenología y de la

espectroscopía por resonancia magnética. En los recientes años, en nuestro país, el grupo de la UAM-ABC-CNB, UNAM ha desarrollado distintas técnicas de análisis de imagen y aplicaciones para imagenología cerebral por resonancia magnética, además de algunos desarrollos en antenas de radiofrecuencia de superficie para generar imágenes y espectros de alta calidad del cerebro. Estos resultados muestran la factibilidad de desarrollar este tipo de trabajo de investigación dentro del contexto

nacional. Sin duda demanda el esfuerzo de varias instituciones y de grupos de investigación, por su carácter interdisciplinario y por los altos costos de adquisición y mantenimiento de los equipos. El número de unidades instaladas en el país crea un terreno fértil para el desarrollo de esta técnica. Además abre un espectro amplio de posibilidades para desarrollar técnicas de diagnóstico y de estudio del cerebro con nuestros propios recursos materiales y humanos.

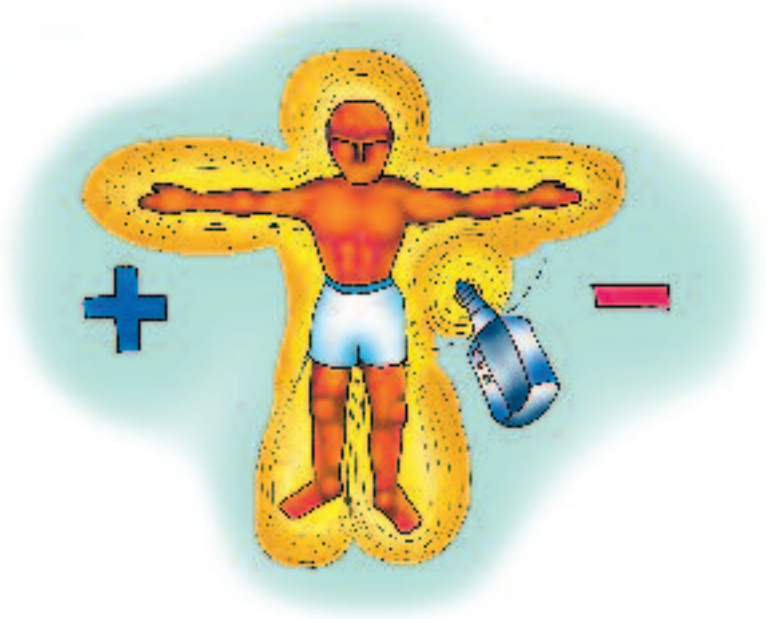
BIBLIOGRAFÍA

- Liang, Z. P., y P. C. Lauterbur (1999), "Principles of magnetic resonance imaging: A signal processing perspective", IEEE Press Series in Biomedical Engineering, Piscataway.
- Moonen, C. T. W., y P. A. Bandettini (comps.) (1999), "Functional MRI", en *Medical Radiology, Diagnostic Imaging and Radiation Oncology*, Berlín, Springer-Verlag.
- Riederer, S. J., y M. L. Wood (comps.) (1997), *Categorical Course in Physics: The Basic Physics of MR Imaging*, RSNA 1997 Syllabus, Radiological Society of North America, Oak Brook.
- Rodríguez, A., R. Rojas y F. A. Barrios (2001), "Year 2000 status of MRI in Mexico", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(5):813-817.

Alfredo O. Rodríguez es doctor en física con especialidad en imagenología y espectroscopía por resonancia magnética. Sus áreas de interés en la investigación son el desarrollo de antenas de radiofrecuencia y gradientes de campo y la imagenología por resonancia magnética funcional. Actualmente es investigador en la Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa y profesor adjunto en el curso de neurorradiología de la Facultad de Medicina de la UNAM y del American British Cowdray Medical Center.

Rafael Rojas Jasso es médico neurorradiólogo egresado de la Universidad La Salle y del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Ha publicado varios trabajos en revistas internacionales. Conjuntamente con el doctor Fernando Barrios formó el primer grupo mexicano de investigación básica y clínica en IERM, hace seis años. Está adscrito al Servicio de Resonancia Magnética del American British Cowdray Medical Center.

Perla Salgado Lujambio estudió en la Escuela de Medicina de la Universidad La Salle. Su residencia en radiología la realizó en la Clínica Londres, y obtuvo la especialidad de neurorradiología en el Instituto Nacional de Neurología y Neuroci-



rugía de la SSA. Es profesora responsable del Curso de Especialidad en Resonancia Magnética del posgrado de la Facultad de Medicina de la UNAM y del American British Cowdray Medical Center. Ha publicado varios trabajos en neurorradiología sobre neurocisticercosis en revistas internacionales. Actualmente es jefa del Servicio de Resonancia Magnética del American British Cowdray Medical Center.

Julián Sánchez Cortázar es médico cirujano por la UNAM, jefe del Departamento de Radiología del Hospital ABC de 1973 a 1992, cuando se convierte en División de Radiología, Hospital ABC (American British Cowdray). Fue presidente de la Federación Mexicana de Radiología e Imagen, A. C. (1990-1992), presidente del Consejo Mexicano de Radiología e Imagen (1994-1996), y presidente de la Sociedad Mexicana de Radiología en 1980. Actualmente es director médico y jefe del Departamento de Imagen del Hospital ABC.

Fernando A. Barrios obtuvo su doctorado en física y posteriormente realizó una estancia posdoctoral en el National Institute of Health de EUA. Su trabajo se centró en el estudio de la actividad cerebral mediante el uso de imagenología por resonancia magnética funcional. Junto con el doctor Rafael Rojas obtuvo la primera imagen funcional por RM en México, en 1998. A la fecha se desempeña como investigador en el Instituto de Neurobiología de la UNAM y es jefe de la Unidad de Imagen. Es profesor adjunto del curso de especialidad en resonancia magnética del posgrado de la Facultad de Medicina de la UNAM y del American British Cowdray Medical Center.