

ARTÍCULO DE REVISIÓN

Resonancia magnética cerebral: secuencias básicas e interpretación

DIEGO MIGUEL RIVERA¹, SOFÍA PUENTES², LIGIA CABALLERO²

Resumen

La resonancia magnética cerebral se ha establecido como una herramienta muy valiosa para el diagnóstico de enfermedades neurológicas, debido a su capacidad de proveer excelente detalle y caracterización de los tejidos.

En este artículo se explican las bases físicas de la resonancia magnética y las diferentes secuencias usadas en el protocolo de imágenes cerebrales, con el objetivo de proporcionar al lector las herramientas básicas para comprender las imágenes del cerebro.

Palabras clave: resonancia magnética, cerebro, secuencias.

Title

Magnetic resonance brain: basic sequences and interpretation.

Abstract

Cerebral Magnetic Resonance Imaging has established itself as a valuable tool for the diagnosis of neurological diseases, due to its ability to provide excellent detail and tissue characterization.

¹ Médico radiólogo. Hospital Universitario San Ignacio, profesor Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, D.C., Colombia.

² Médicos residentes, Departamento de Radiología, Hospital Universitario San Ignacio, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, D.C., Colombia.

In this article explains the physical basis of MRI and the different sequences used in brain imaging protocol, in order to provide the reader with the basic tools for understanding images of the brain.

Key words: MRI, brain, sequences.

Introducción

La resonancia magnética (RM) se ha establecido como una herramienta muy valiosa en el diagnóstico e investigación de muchas áreas en la medicina, gracias a su gran capacidad de proveer excelente caracterización y diferenciación de los tejidos blandos de múltiples áreas del cuerpo.

A continuación se explicarán las bases físicas de la resonancia magnética, las diferentes secuencias básicas usadas como protocolo en imágenes del cerebro, su utilidad y el papel del medio de contraste.

Bases físicas de la resonancia magnética

Como todos sabemos, la materia está conformada por átomos. Estos átomos poseen un núcleo donde se encuentran protones y neutrones, y una corteza en la que se disponen los electrones. Los átomos con número impar de electrones poseen un excedente de cargas positivas en el núcleo (protones), las cuales se encuentran girando constantemente sobre su eje a manera de peonza, movimiento denominado *spin*[1-3].

Esta carga positiva del protón en movimiento produce una corriente eléctrica que, por estar en constante movimiento, genera una fuerza magnética, es decir, un campo magnético. Por ello, el protón tiene su propio campo magnético y puede considerarse como un pequeño imán[1, 4].

El átomo de hidrógeno (el más abundante en el cuerpo humano) posee la propiedad anteriormente descrita, conocida como *spin* o momento magnético. Sin embargo, en cualquier tejido estos campos magnéticos se encuentran orientados al azar, cancelándose unos a otros, razón por la cual los tejidos no poseen magnetismo neto.

¿Qué pasa si se somete un tejido a un campo magnético? Los protones, al ser como pequeños imanes, se alinean en el campo magnético externo. Pueden alinearse paralelamente al campo magnético externo (necesitando un menor nivel de energía para lograrlo) o de forma antiparalela al campo magnético (requiriendo más energía para este propósito).

La alineación predominante es la que implica menor uso de energía, así que se alinearán más protones en sentido paralelo. Sin embargo, la diferencia en el número de protones alineados paralelamente, en comparación con los que lo hacen forma antiparalela, es muy poca. Se hace un cálculo aproxima-

mado de 10.000.007/10.000.000[1, 2, 4, 5].

Estos protones, además de alinearse paralela o de forma antiparalela al campo magnético, se mueven alrededor de él a manera de una peonza, movimiento al que se denomina precesión, cuya velocidad o frecuencia están determinadas por la intensidad del campo magnético al que se somete al paciente.

Cuanto más intenso es el campo magnético, mayor será la frecuencia de precesión (W), que podrá calcularse según la ecuación de LARMOR, donde B_0 es la intensidad del campo magnético externo (que se mide en Tesla o T), y γ es una constante giromagnética que es diferente para cada elemento (el valor para el protón de hidrógeno es de 42,5 MHz/T).

$$W [Hz/MHz] = \gamma B_0 [T]$$

Entonces, la frecuencia de precesión (W) es igual a la constante giromagnética por la intensidad del campo magnético.

Es de gran importancia conocer la frecuencia de precesión en la generación de imágenes de resonancia magnética, como se verá más adelante[1, 2, 4, 6, 7].

El resultado inicial de someter al paciente a un campo magnético es la obten-

ción de una magnetización neta, a partir del exceso de protones que se orientan paralelamente al eje del campo magnético externo. Como esta magnetización se encuentra en la dirección del campo magnético, se le denomina magnetización longitudinal. Esta magnetización longitudinal se usa para obtener señales de resonancia magnética; sin embargo, no aporta información sobre el contraste magnético de los tejidos (que es lo que nos interesa), por lo que se hace necesario el uso de pulsos cortos de ondas electromagnéticas, que se denominan pulsos de radiofrecuencia, cuyo propósito es perturbar ese exceso de protones que se encuentran en un menor nivel de energía y que conforman la magnetización longitudinal[1, 2, 4, 8].

No cualquier pulso logra perturbar el vector de magnetización longitudinal; solamente un pulso de radiofrecuencia con la misma frecuencia de precesión (ecuación de Larmor) puede hacerlo entrar en resonancia e interactuar.

Al aplicar el pulso de radiofrecuencia a los tejidos, este provoca dos efectos. El primero es proporcionar energía a los protones causando que algunos de ellos se dispongan en la posición antiparalela, por lo que disminuye la magnetización longitudinal; el segundo hace que los protones entren en sincronismo y comiencen a procesar en fase, lo que genera que los vectores de las cargas

de los protones se sumen ahora en dirección transversal al campo magnético, estableciendo una nueva magnetización transversal.

En resumen, el pulso de radiofrecuencia hace que disminuya la magnetización longitudinal y se establezca una nueva magnetización transversal, que puede ser medida y que aporta la información sobre el contraste magnético de los tejidos.

Un pulso de radiofrecuencia que inclina la magnetización generando un nuevo vector de magnetización transversal que se ubica a 90 grados con respecto al vector de magnetización longitudinal inicial, se denomina “pulso de 90 grados”. Son posibles otros pulsos de radiofrecuencia denominados según el ángulo que originan; sin embargo, los pulsos más usados en la generación de secuencias de resonancia magnética son de 90 y de 180 grados (figura 1 a,b,c))[1, 9].

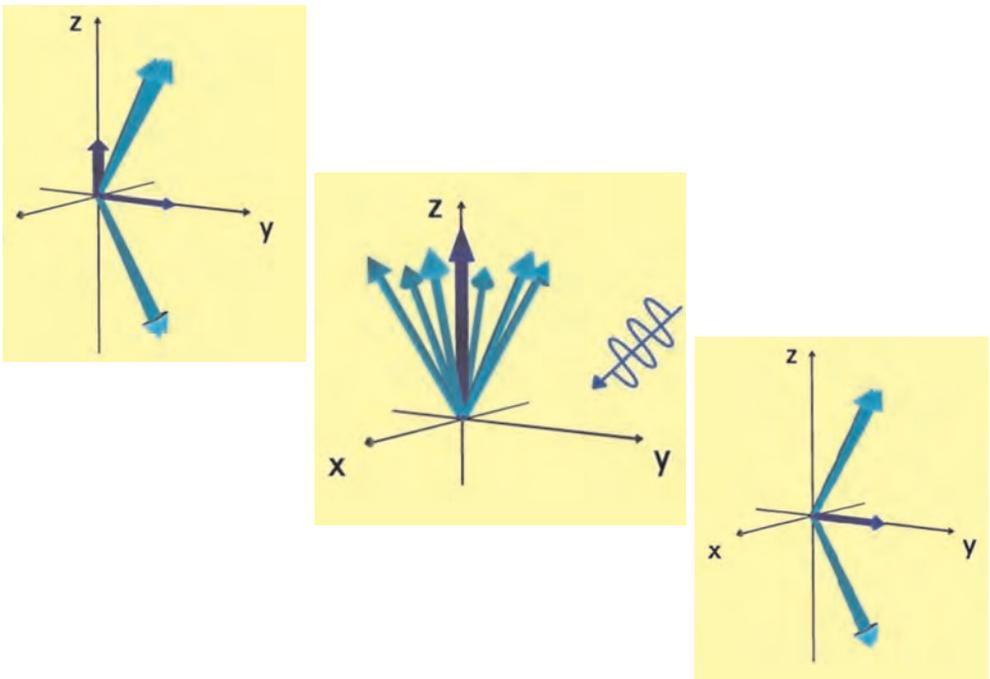


Figura 1. Efecto de un pulso de radiofrecuencia de 90 grados. Al enviar el pulso de radiofrecuencia algunos protones captan energía y pasan a un nivel de mayor energía, por lo que disminuye la magnetización longitudinal (**figura 1a**). Los protones entran en sincronismo y comienzan a procesar en fase (**figura 1b**). Sus vectores se suman en dirección transversal al campo magnético y se establece una magnetización transversal o un vector suma que representa el momento magnético total de un tejido (**figura 1c**).

Habiendo obtenido el vector de magnetización transversal, el siguiente paso que permite obtener información sobre el contraste magnético de los tejidos, consiste en la interrupción del pulso de radiofrecuencia, con lo que los protones vuelven a su menor nivel de energía y pierden la coherencia de fase. De esta manera, liberan la energía (anteriormente tomada del pulso de radiofrecuencia) como una corriente eléctrica denominada señal de resonancia magnética o eco, que es captada por una antena para cuantificar los tiempos en que

la magnetización transversal desaparece (tiempo de relajación transversal o T_2) y la magnetización longitudinal se restablece completamente (tiempo de relajación longitudinal o T_1).

Al intervalo de tiempo transcurrido entre la aplicación del pulso de radiofrecuencia y la captación de la señal de resonancia magnética o eco, se le conoce como tiempo de eco (TE), factor también importante en la generación de las diferentes secuencias (figura 2 a y b) (2,4).

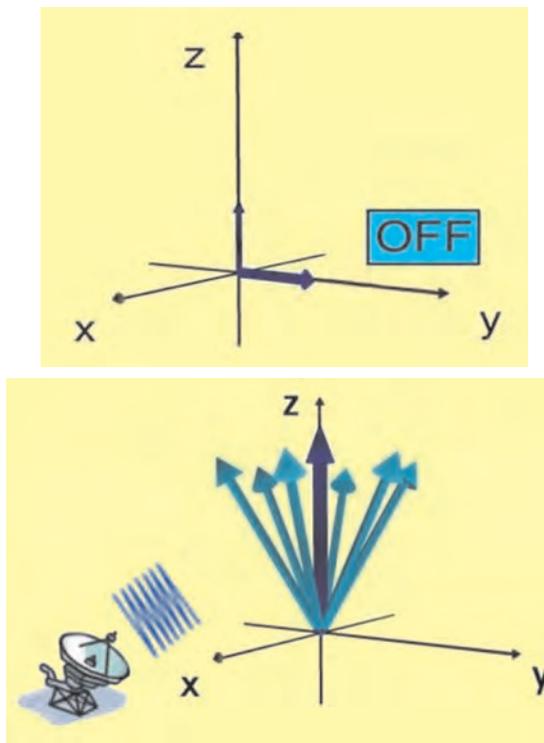


Figura 2. Interrupción del pulso de radiofrecuencia. Los protones regresan a su nivel de menor energía, disminuye la magnetización transversal (T_2) y se recupera la magnetización longitudinal (T_1), (**figura 2a**) proceso que genera la emisión de la señal de resonancia o eco que va a ser captado por una antena (**figura 2b**).

La relajación transversal y la longitudinal ocurren sincrónicamente. Al tiempo de relajación longitudinal se le denomina T1 y es cuando se ha recuperado el 63% de la magnetización longitudinal original. Al tiempo de relajación transversal se le denomina T2 y es cuando ha decrecido la magnetización transversal en un 37% de su valor[1,5]. Los tiempos de relajación son propiedades de los tejidos que no se pueden modificar y que van a proporcionar información sobre la composición del tejido examinado. Así, al variar los parámetros técnicos de las secuencias, se puede observar mejor alguno de los dos tiempos de relajación con el fin de modificar el contraste entre los tejidos[1].

Como la señal con la que se trabaja es muy pequeña, pues proviene de ese pequeño exceso de protones que inicialmente se alinearon paralelamente al campo magnético, es preciso repetir las mediciones varias veces para obtener una imagen que tenga utilidad clínica. Es por esto que se debe emplear más de un pulso de radiofrecuencia; a esto se le denomina secuencia de pulsos.

Como pueden usarse varios tipos de pulsos (90 ó 180 grados) y los intervalos de tiempo entre pulsos sucesivos (tiempo de repetición o TR) pueden ser diferentes, el resultado es la posibilidad de generar diferentes tipos de secuencias. Así, la elección de una secuencia de pulsos determina la clase de señal

que se obtiene de un tejido. Esta señal se digitaliza en una escala de grises y la terminología adecuada para describirla la califica como señal alta, intermedia, baja o nula[2].

Secuencias de resonancia magnética

Varios parámetros técnicos con los que se planean las secuencias pueden modificarse para lograr un contraste diferente entre los tejidos, es decir, información acerca de su T1 o de su T2. Los más comúnmente manipulados son: el tiempo de repetición, el tiempo de eco y el ángulo de deflexión de la magnetización[1, 10].

Existen dos secuencias básicas a partir de las cuales se han modificado ciertos parámetros para generar la multiplicidad de secuencias con las que se cuenta en la actualidad. Se llaman secuencia *spin echo* y secuencia gradiente de *echo*. Lo importante es entender que, sea cualquiera de estas dos la que se use, las imágenes que se pueden obtener están igualmente potenciadas en T1, en T2 o en densidad de protones, como a continuación se explica[10].

Secuencia *spin echo*

Es la secuencia más comúnmente usada, conocida también como eco de

spin. Se caracteriza por la aplicación inicial de un pulso de radiofrecuencia de 90 grados, seguido más adelante por uno de 180 grados; luego del doble del tiempo entre estos dos pulsos se recibe una señal o eco proveniente del tejido

estimulado. Se aplican sucesivamente varias secuencias de pulsos de 90 y 180 grados, cada una de las cuales produce un eco que conformará la onda de radiofrecuencia que provee la información molecular (figura 3)[2].

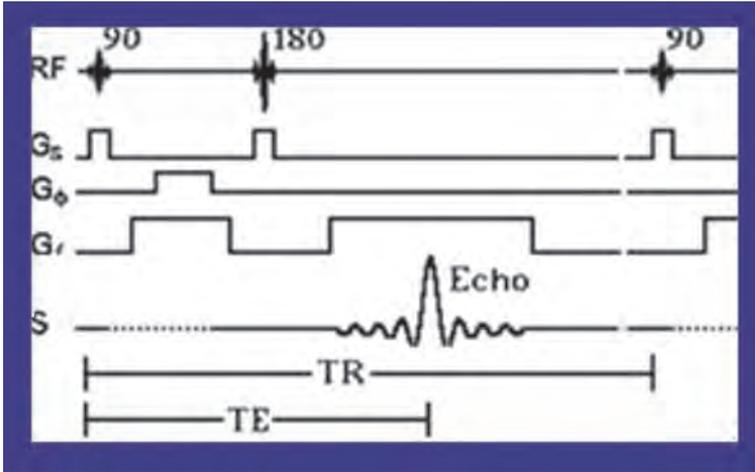


Figura 3. Representación de la secuencia *spin echo*. Se produce un pulso inicial de 90 grados seguido de pulso de 180 grados. Luego del doble del tiempo entre estos dos impulsos, se recibe la señal o eco que proviene del tejido estimulado.

Secuencia *spin echo* potenciada en T1

Las imágenes potenciadas en T1 se obtienen usando tiempo de repetición y tiempo de eco cortos. Al usar tiempos de eco cortos, la información se adquiere antes de la relajación transversal; es por esto que las diferencias en el componente de la magnetización longitudinal entre los tejidos aparecen como las diferencias en la intensidad de señal. Debido a esto, estructuras con tiempos

de relajación muy cortos, como la grasa, aparecen con alta intensidad de señal con respecto a aquellas con tiempos de relajación más prolongados, como el agua, por lo que estructuras ricas en agua, como el líquido cefalorraquídeo, se ven de muy baja intensidad de señal. Así mismo, la sustancia blanca del cerebro, por ser rica en grasa, se ve con mayor señal en relación con la sustancia gris, que tiene una baja señal por su alto contenido de agua.

La utilidad básica de las imágenes potenciadas en T1 en neuroimágenes, radica en que estas proporcionan un excelente detalle de la anatomía y, si

se usa medio de contraste intravenoso, como se verá más adelante, estas imágenes también pueden demostrar entidades patológicas (figuras 4 a y b)[1].

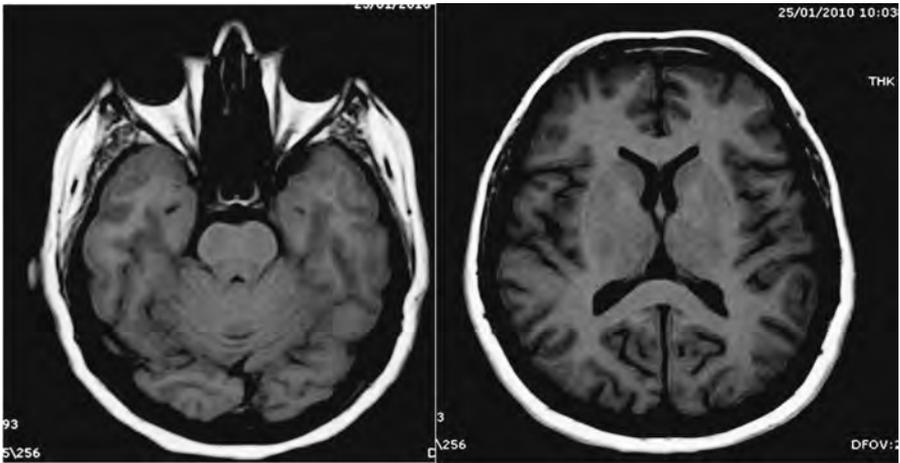


Figura 4. Secuencia *spin echo* potenciada en T1. Las estructuras con tiempos de relajación muy cortos, como el de la grasa “intraconal” de la órbita, se observa con una señal alta (**figura 4a**). La sustancia blanca, por ser rica en grasa, tiene también una señal alta. Las sustancias con tiempos de relajación más prolongados, como el agua, se ven de muy baja señal; por ejemplo, el líquido cefalorraquídeo y la sustancia gris que son estructuras ricas en agua (**figura 4b**).

Secuencia *spin echo* potenciada en T2

Empleando un tiempo de repetición largo, los tiempos de relajación longitudinal entre los tejidos serán aproximadamente iguales. Usando tiempos de eco largos, las diferencias en el tiempo de relajación transversal entre los tejidos aparecen como las diferencias en el contraste en las imágenes. Por lo tanto, usando tiempos de repetición y tiempos de eco largos, se elimina el efecto

T1 y se obtienen imágenes potenciadas en T2. Esta secuencia deja ver la grasa como una señal de baja intensidad y, el líquido, como una señal de alta intensidad, por lo que es útil en la identificación de lesiones patológicas que suelen caracterizarse por un aumento en el contenido de agua. Se produce también inversión en la intensidad de señal de la sustancia blanca, que se observa de menor intensidad de señal con respecto a la sustancia gris (figura 5)[1].

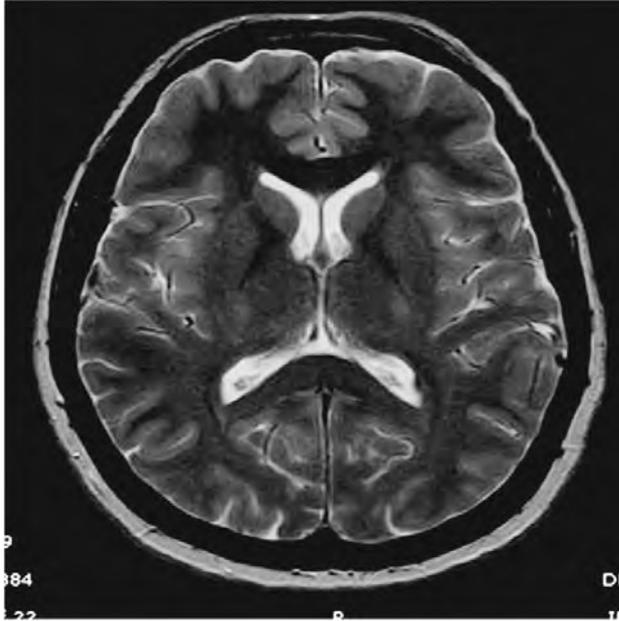


Figura 5. Secuencia *spin echo* potenciada en T2. Las estructuras con gran contenido de agua, como el líquido cefalorraquídeo, se ven de alta señal; los tejidos con alto contenido graso se ven de baja señal y hay inversión de la intensidad de señal de la sustancia blanca, que se ve de menor señal con respecto a la sustancia gris.

Secuencia *spin echo* potenciada en densidad de protones

Cuando se combinan un tiempo de repetición largo y un tiempo de eco corto, las diferencias en el componente de la magnetización longitudinal entre los tejidos corresponde a la diferencia en la densidad de protones en el núcleo de las moléculas de hidrógeno para cada tejido y se obtienen imágenes potenciadas en

densidad de protones. Las estructuras líquidas producen una señal intermedia y hay una pobre diferenciación entre sustancia blanca y sustancia gris. Esta secuencia antes se usaba para caracterizar lesiones de la sustancia blanca; sin embargo, ha sido remplazada por otras secuencias por lo que ya no se usa en el protocolo de rutina en neuroimágenes (figura 6)[3, 5].

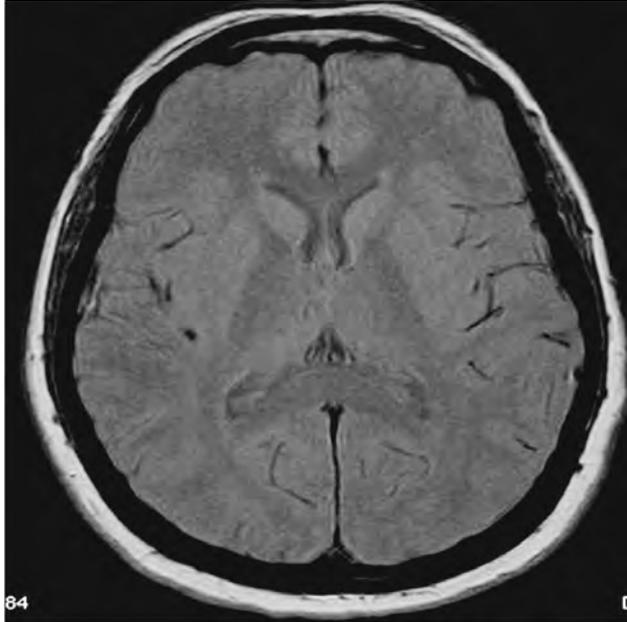


Figura 6. Secuencia *spin echo* potenciada en densidad de protones. En estas imágenes, el contraste es directamente proporcional a la cantidad de iones hidrógeno que el tejido tenga. Vemos el líquido cefalorraquídeo de señal intermedia y una pobre diferenciación entre la sustancia blanca y la gris.

Secuencia de inversión recuperación

Es una variante de la secuencia *spin echo*, similar a esta, en la que se añade un pulso inicial de 180 grados antes de la secuencia *spin echo*. A este pulso inicial de 180 grados se le conoce como pulso de inversión e implica un parámetro adicional conocido como tiempo de inversión (TI), usado para invertir o

anular selectivamente la señal de algún tejido[1].

Si el tiempo de inversión es corto, se obtiene una imagen en la cual se cancela la señal del tejido graso; a esta secuencia se le denomina STIR (*Short TI Inversion Recovery*). No suele hacerse de rutina, sino cuando interesa evaluar estructuras con alto contenido graso, como la órbita (figura 7)[2].

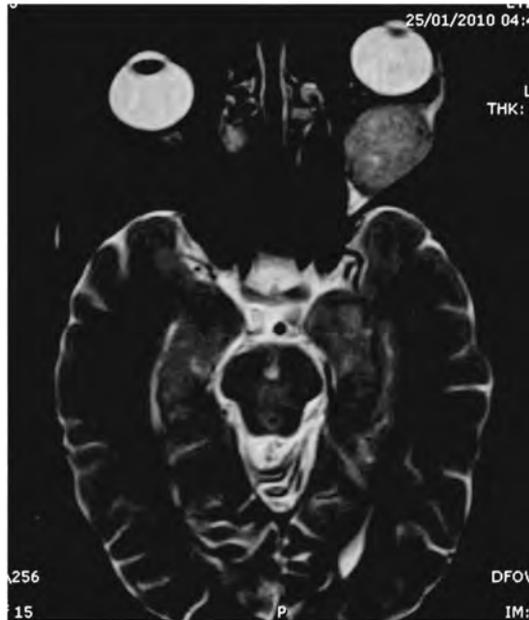


Figura 7. STIR. Se anula la señal proveniente de la grasa; es útil cuando interesa analizar estructuras rodeadas por mucha grasa, como se observa en este estudio de una masa intraorbitaria izquierda.

Si en cambio se usa un tiempo de inversión prolongado, se elimina o atenúa la señal de estructuras con alto contenido de agua, como el líquido cefalorraquídeo. Al prolongar la secuencia (por el uso de un tiempo de inversión prolongado), se obtiene una imagen cuya información predominante es sobre el T2 de los tejidos. Esta secuencia, que es realmente una secuencia potenciada en T2, se conoce como FLAIR (*Fluid Attenuated Inversion Recovery*). Proporciona una imagen similar a la potenciada en densidad de protones, con líquido cefalorraquídeo oscuro, pero

con pobre contraste entre la sustancia blanca y la sustancia gris; sin embargo, las alteraciones patológicas se observan hiperintensas con una sensibilidad mayor a la densidad de protones. Esta secuencia elimina la señal del líquido cefalorraquídeo, pero no la señal proveniente de lesiones patológicas que suelen presentar aumento en su contenido de agua o edema, por lo que es útil en su identificación y ha remplazado a la densidad de protones, haciéndose parte del protocolo de rutina (figuras 8 a y b)[1, 2].

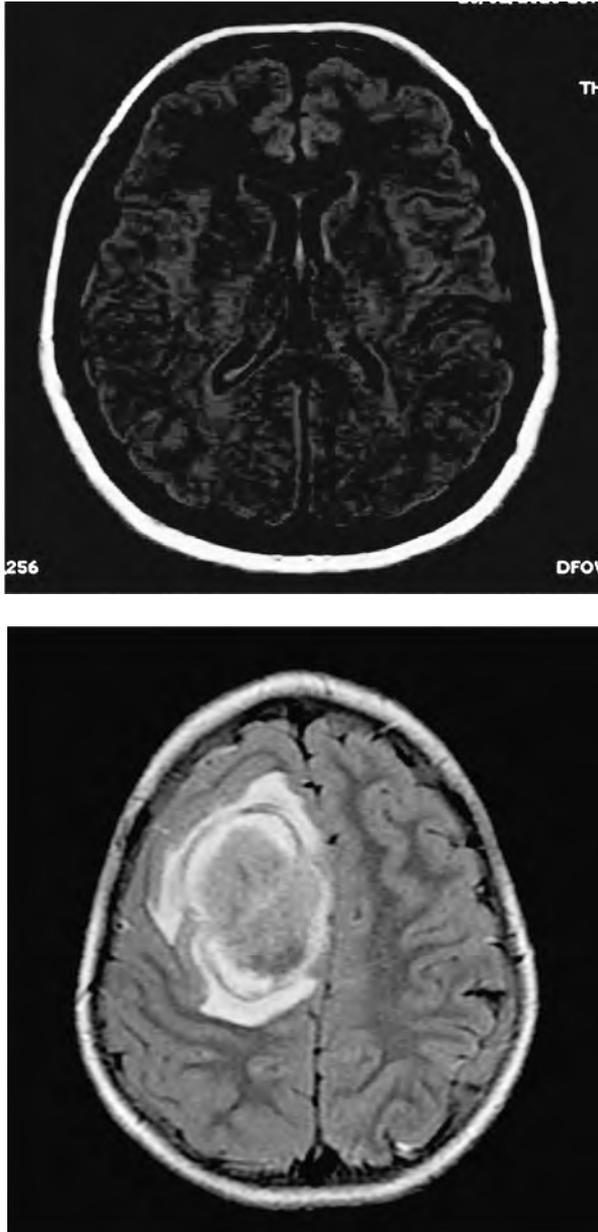


Figura 8. FLAIR. Es una secuencia potenciada en T2, en la que se anula la señal proveniente del líquido cefalorraquídeo. La sustancia blanca se observa de menor intensidad de señal en relación con la sustancia gris (típico de la potenciación en T2) y el líquido cefalorraquídeo hipointenso (**figura 8a**). Lesión intraaxial parasagital frontal derecha que ocupa espacio y está rodeada de edema, mejor visualizado en FLAIR como señal de alta intensidad (**figura 8b**).

Secuencia gradiente de *echo*

Se trata de una forma de adquirir señales o ecos sin la aplicación de pulsos de 180 grados después del pulso inicial de 90 grados; en cambio, se invierte sucesivamente la polaridad del campo magnético externo al que está siendo expuesto el tejido. A este proceso se le conoce como adquisición de ecos por inversión de gradientes. Es una técnica en la cual se inicia con un pulso similar al usado en la secuencia *spin echo*, pero de menor duración, esto hace que la orientación de los campos magnéticos de los átomos en precesión sea modificada en un ángulo menor de 90 grados. En esta secuencia el parámetro que se debe tener en cuenta es el ángulo de deflexión de la magnetización, ya que es más importante que el tiempo de repetición y

el tiempo de eco para determinar el tipo de información que se pretende obtener. En general, los ángulos mayores de 45 grados proporcionan información potenciada en T1 y los pequeños (menos de 30 grados) tienen muy bajo impacto T1. Esto significa que con ángulos tan pequeños no se obtiene información potenciada en T2, sino que simplemente tiene muy poca influencia de T1, por lo que la información que se obtiene es potenciada en T2* o susceptibilidad magnética, secuencia sensible a las heterogeneidades del campo magnético causadas por múltiples factores, entre ellos, los productos de degradación de la hemoglobina. Por esto, su utilidad se basa en la detección de hemorragias y en la evaluación de la transformación hemorrágica de las lesiones (figura 9)[1, 2].

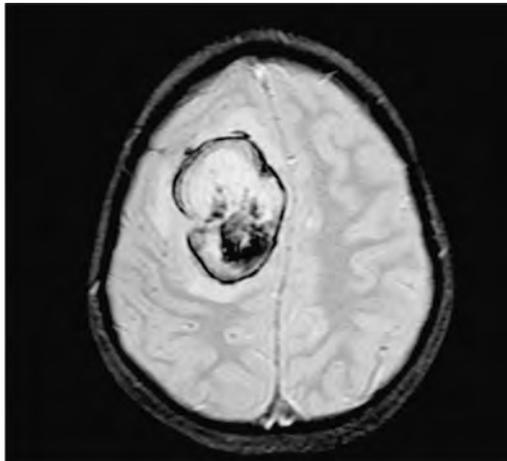


Figura 9. Secuencia T2* (T2 asterisco) o susceptibilidad magnética. La transformación hemorrágica en esta lesión frontal derecha, se observa como una pérdida de señal producida por los productos de degradación de la hemoglobina, que hacen perder homogeneidad al campo magnético local.

Los parámetros de tiempo de repetición y de tiempo de eco en esta secuencia, son mucho más cortos que los usados en la secuencia *spin echo*; como los ángulos de deflexión son también más pequeños, la secuencia gradiente de *echo* es mucho más rápida que la secuencia *spin echo*, cuestión que la hace óptima para estudios con medio de contraste o con respiración sostenida[3].

Medios de contraste

Son sustancias paramagnéticas que alteran los campos magnéticos locales, acortando o acelerando los tiempos de relajación, por lo que su principal efec-

to es un refuerzo de la relajación de los protones, acortando el T1 y el T2 de los tejidos en los que transcurren. Producen un aumento de señal normal de todo el parénquima cerebral; sin embargo, en aquellos sitios donde la barrera hemoencefálica se ha alterado por la presencia de una lesión, producen un realce patológico.

En neuroimágenes, el medio de contraste usado es el gadolinio y para su aplicación se prefieren las imágenes potenciadas en T1, en las que se ven de alta intensidad las lesiones patológicas que se realzan tras su administración (figuras 10 a y b)[5].

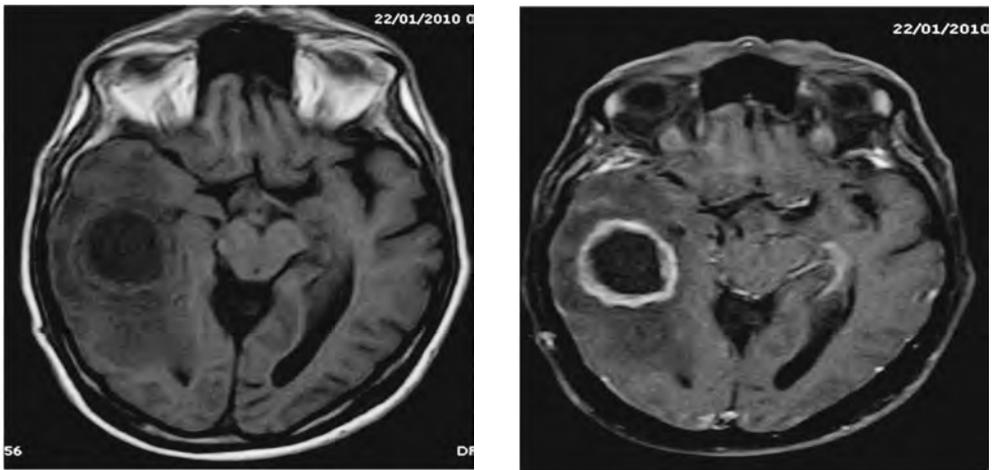


Figura 10. Medio de contraste. Paciente con diagnóstico de cáncer de colon, en el que se observa, en la sustancia blanca subcortical y profunda del lóbulo temporal derecho, una lesión de aspecto quístico (**figura 10a**), la cual presenta una cápsula gruesa que se realza de manera intensa tras la administración del medio de contraste (**figura 10b**), lo que permite caracterizar la lesión, orientando los diagnósticos diferenciales a metástasis quística o absceso cerebral.

Conclusiones

Para interpretar las imágenes de resonancia magnética cerebral, es importante comprender los métodos usados para crearlas, pues el contraste en la imagen depende específicamente de la manera en que se ha adquirido la información.

Se han revisado las bases físicas de la resonancia magnética y su importante papel en la generación de las diferentes secuencias.

Se han descrito las características de cada secuencia y su utilidad:

T1: aporta información anatómica completa.

T2, FLAIR y T1 con medio de contraste: son esenciales para detectar y caracterizar lesiones.

T2* (T2 asterisco) o susceptibilidad magnética: es imprescindible para identificar factores que alteran la homogeneidad del campo magnético, como hemorragia, calcificaciones, metales o aire.

Bibliografía

1. Pooley RA. Fundamental physics of MR imaging. *Radiographics*. 2005;25:1087-99.
2. Bitar R, Tadros S, Sarrazin J, MR pulse sequences: what every radiologist wants to know but is afraid to ask. *Radiographics*. 2006;26:513-37.
3. Morillo AJ. Imagenología por resonancia magnética. *Acta Neurológica Colombiana*. 1989;5:13-14.
4. Partain CL, Price RR, Patton JA. Nuclear magnetic resonance imaging. *Radiographics*. 1984;4: 5-25.
5. Hans H. Schild. MRI made easy...well almost. *Berlex Laboratories*. 1994;6-101.
6. Scott W. Atlas. *Resonance Imaging Brain and Spine*. 4th edition. Lippincott: Williams and Wilkins. 200?;3-59.
7. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr. *Nuclear magnetic resonance. The essential physics of medical imaging*. 2nd edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins. 2002; 373-413.
8. Elster A, Burdette J. *Questions and answers in magnetic resonance imaging*. 2nd edition. St Louis: Mosby Co; 2001:6-82
9. Lee H, Rao K, Zimmerman R. *Cranial MRI and CT*, 4th edition. McGraw-Hill. 1999:45-75.
10. Jacobs M, Ibrahim T, Ouwerkerk R. MR Imaging: Brief overview and emerging applications. *Radiographics*. 2007;27:1213-29.