

**Monografía SERAM**

**Aprendiendo los fundamentos  
de la resonancia magnética**



**Monografía SERAM**

# **Aprendiendo los fundamentos de la resonancia magnética**

**Coordinadores:**

*Laura Oleaga Zufiría  
Javier Lafuente Martínez*



*Sociedad Española de  
Radiología Médica*

EDITORIAL MEDICA  
**panamericana**

BUENOS AIRES - BOGOTÁ - CARACAS - MADRID -  
MÉXICO - SÃO PAULO

[www.medicapanamericana.com](http://www.medicapanamericana.com)

## Catalogación en Publicación de la Biblioteca Nacional

**Apren­diendo** los fundamentos de la resonancia magnética / coordinadodres, Laura Oleaga Zufiría, Javier Lafuente Martínez — Buenos Aires ; Madrid : Médica Panamericana, [2006]

XII, 124 p. : il. ; 28 cm — (Monografía SERAM)

En la port.: Sociedad Española de Radiología Médica

Incluye referencias bibliográficas e índice

ISBN 84-7903-899-3

1. Resonancia magnética nuclear (Medicina). I. Oleaga Zufiría, Laura. II. Lafuente Martínez, Javier. III. Sociedad Española de Radiología Médica. IV. Serie

616-073.763.5

539.143.43

La Medicina es una ciencia en permanente cambio. A medida que las nuevas investigaciones y la experiencia clínica amplían nuestro conocimiento, se requieren modificaciones en las modalidades terapéuticas y en los tratamientos farmacológicos. Los autores de esta obra han verificado toda la información con fuentes de confianza para asegurarse que ésta sea completa y acorde con los estándares aceptados en el momento de la publicación. Sin embargo, en vista de la posibilidad de un error humano o cambios en las ciencias médicas, ni los autores, ni la editorial, o cualquier otra persona implicada en la preparación o la publicación de este trabajo, garantizan que la totalidad de la información aquí contenida sea exacta o completa y no se responsabilizan de errores u omisiones o de los resultados obtenidos del uso de esta información. Se aconseja a los lectores confirmarla con otras fuentes. Por ejemplo, y en particular, se recomienda a los lectores revisar el prospecto de cada fármaco que planean administrar para cerciorarse de que la información contenida en este libro sea correcta y que no se hayan producido cambios en las dosis sugeridas o en las contraindicaciones para su administración. Esta recomendación cobra especial importancia respecto a fármacos nuevos o de uso infrecuente.

*Los Editores han hecho todos los esfuerzos para localizar a los titulares del copyright del material fuente utilizado por el autor. Si por error u omisión, no se ha citado algún titular, se subsanará en la próxima reimpresión.*

Gracias por comprar el original. Esta monografía es producto del esfuerzo de profesionales como usted, o de sus profesores, si usted es estudiante. Tenga en cuenta que fotocopiarlo es una falta de respeto hacia ellos y un robo de sus derechos intelectuales.



Visite nuestra página web:

<http://www.medicapanamericana.com>

### ARGENTINA

Marcelo T. de Alvear 2.145 (C 1122 AAG) - Buenos Aires, Argentina  
Tel.: (54-11) 4821-2066 / Fax: (54-11) 4821-1214  
e-mail: [info@medicapanamericana.com](mailto:info@medicapanamericana.com)

### COLOMBIA

Carrera 7a A N° 69-19 - Santa Fe de Bogotá DC - Colombia.  
Tel.: (57-1) 235-4068 / Fax: (57-1) 345-0019  
e-mail: [infomp@medicapanamericana.com.co](mailto:infomp@medicapanamericana.com.co)

### ESPAÑA

Alberto Alcocer, 24 - 28036 Madrid, España  
Tel.: (34-91) 1317800 / Fax: (34-91) 1317805  
e-mail: [info@medicapanamericana.es](mailto:info@medicapanamericana.es)

### MÉXICO

Hegel 141 2.º Piso, Colonia Chapultepec Morales  
Delegación Miguel Hidalgo - 11570 - México D.F. - México  
Tel.: (52-55) 5262-9470 / Fax: (52-55) 2624-2827  
e-mail: [infomp@medicapanamericana.com.mx](mailto:infomp@medicapanamericana.com.mx)

### VENEZUELA

Edificio Polar, Torre Oeste, Piso 6, Of. 6-C  
Plaza Venezuela, Urbanización Los Caobos,  
Parroquia El Recreo, Municipio Libertador - Caracas Depto. Capital - Venezuela  
Tel.: (58-212) 793-2857/6906/5985/1666  
Fax: (58-212) 793-5885  
e-mail: [info@medicapanamericana.com.ve](mailto:info@medicapanamericana.com.ve)

ISBN-13: 978-84-7903-899-1

ISBN-10: 84-7903-899-3



Todos los derechos reservados. Este libro o cualquiera de sus partes no podrán ser reproducidos ni archivados en sistemas recuperables, ni transmitidos en ninguna forma o por ningún medio, ya sean mecánicos, electrónicos, fotocopiadoras, grabaciones o cualquier otro, sin el permiso previo de Editorial Médica Panamericana, S. A.

© 2007, Sociedad Española de Radiología Médica (SERAM)

© 2007, EDITORIAL MÉDICA PANAMERICANA, S. A.  
Alberto Alcocer, 24 - 28036 Madrid

Depósito Legal: M. 38043- 2006  
Impreso en España

# Índice de autores

**Bernardo Celda Vázquez**

Departamento de Química-Física. Universidad de Valencia, Valencia

**Gabriel C. Fernández Pérez**

Servicio de Radiología. Hospital POVISA, Vigo

**José María García Santos**

Servicio de Radiodiagnóstico.  
Hospital General Universitario Morales Meseguer, Murcia

**Jaume Gili Planas**

Unidad de Resonancia Magnética.  
Hospital Universitario Vall d'Hebron, Barcelona

**Javier Lafuente Martínez**

Servicio de Radiodiagnóstico.  
Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid

**Luis Martí-Bonmatí**

Servicio de Radiología. Clínica Quirón, Valencia.  
Hospital Universitario Dr. Peset, Valencia

**Vicente Martínez de la Vega**

Servicio de Radiodiagnóstico.  
Hospital Quirón, Madrid

**David Moratal Pérez**

Departamento de Ingeniería Electrónica.  
Universitat Politècnica de Valencia. Servicio de Radiología.  
Clínica Quirón, Valencia

**Laura Oleaga Zufiría**

Servicio de Radiodiagnóstico.  
Hospital de Basurto, Bilbao

**Naía Pereda Barroeta**

Servicio de Radioterapia. Hospital de Basurto, Bilbao

**Javier Sánchez González**

Medicina y Cirugía Experimental.  
Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.  
jsanchez@mce.hggm.es

**Cristina Santa Marta Pastrana**

Departamento de Física Matemática y Fluidos. UNED, Madrid.  
Laboratorio de Imagen Médica.  
Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid

**Francisco M. Tardáguila Montero**

Servicio de Radiología. Hospital POVISA, Vigo

**Silvia Torres del Río**

Servicio de Radiodiagnóstico.  
Hospital General Universitario Morales Meseguer, Murcia

**Ana Vallés Lluch**

Departamento de Termodinámica Aplicada.  
Universitat Politècnica de Valencia, Valencia

**Juan José Vaquero López**

Medicina y Cirugía Experimental.  
Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid

**María Velasco Casares**

Servicio de Radiología. Hospital POVISA, Vigo

**Martin Zauner i Jakubik**

UDIAT CD Centro de Diagnóstico. Instituto Universitario.  
Corporació Sanitària del Parc Taulí



# Prólogo

## La necesidad de entender

*...Esta proposición paradójica, pero verdadera, se basa en el hecho de que el número de días de la eternidad no es mayor que el número de años.*

Bertrand Rusell, *Mysticism and logic*

*Una mañana de trabajo de cualquier Servicio de Radiología.*

*Están informando resonancias dos radiólogos: uno de mediana edad, con quince años de experiencia trabajando con RM, y a su lado una mujer joven, que está iniciando su andadura, en su primer contacto con la técnica. Ambos comentan los casos animadamente y la mañana transcurre con normalidad. De pronto la mujer dice:*

*— ¿Esto es un T2?*

*— Bueno... sí, sí, aunque realmente no es exacto; no es un T2, T2; realmente es un HASTE —responde el experto.*

*— ¿Y un HASTE no es un T2? El líquido brilla... —replica la joven.*

*— Ya, ya, pero por ejemplo las metástasis o los hepatocarcinomas brillan poco en esta secuencia y pueden no verse porque, a diferencia del T2-SE, el contraste es distinto. En el HASTE las imágenes obtenidas son bonitas, carecen prácticamente de artefactos y permiten ver bien la anatomía, pero el contraste de las lesiones cambia y no podemos fiarnos para descartar ciertas enfermedades... —dice el radiólogo mirando a la inexperta y poniendo cara de resignación.*

*— ¿Y cuál es entonces la diferencia entre un T2 y un HASTE?*

*— Bueno, los HASTE tienen un TR muy largo; fíjate aquí: en esta secuencia el TR es de 21.253 ms. Eso significa que en ese tiempo tan largo y mediante un tren de ecos se consigue rellenar en un TR todo el espacio K —comenta con cansancio el mayor de los dos, mirando con desgana a su aprendiz, mientras piensa: «¡Dios mío, otra vez!».*

*— ¡Uf! Menudo lío es esto, espero que poco a poco me vaya enterando porque si no... —dice la joven.*

*La mañana sigue su curso y, después de varios casos que van pasando sin pena ni gloria, aparece una lesión en la pelvis de una mujer joven que llama la atención de la residente, quien señalándola con su dedo, dice entusiasmada:*

*— ¿Y esto? ¿Esto es una masa al lado del útero?*

*— Bien, bien; ésa es una lesión interesante; fíjate, lo estás señalando en un T1. ¿Qué características tiene esa lesión que tan agudamente has visto?*

*A la mujer se le ilumina la mirada y con un tono de suficiencia y de mal disimulado orgullo exclama:*

*— ¡Es una masa que brilla en T1!*

— Muy bien, muy bien —le reconoce el staff—. ¿Y qué puede ser brillante en T1?

La joven se estira y parece crecer en la silla:

— Pues la grasa, la sangre, la melanina y el gadolinio —dice de corrido.

— Perfecto. Así da gusto. Bien, dado que a esta paciente no se le ha puesto contraste y no parece muy probable que exista un melanoma parauterino, ¿qué crees tú que es, sangre o grasa?

La muchacha se levanta y comienza a ver todas las secuencias mientras que con un dedo va señalando las siglas que aparecen al lado de las imágenes. Después de unos minutos dice segura de sí misma:

— Es grasa.

— ¿Por qué crees que es grasa?

— Porque en STIR pierde señal, se hace negra... —dice ella, aunque se la ve más cauta, con algo más de prudencia en su afirmación.

— ¿Y si pierde señal en STIR es grasa? —le replica su maestro.

— Sí, claro, porque habíamos quedado en que en STIR lo que se hace negro es la grasa, mientras que la patología brilla...

— Bueno, bueno, no corras tanto. Fíjate en que aquí tienes otro T1, pero esta vez no es un T1 normal, sino un T1 con supresión grasa. ¿Cómo es aquí la lesión?

— El caso es que aquí sigue brillando. Será sangre... pero entonces, ¿por qué se hace negra en STIR? —acierta a decir la aturdida principiante.

— Te lo dije ya una vez: STIR no es una técnica de supresión grasa, sino tan sólo una secuencia de inversión-recuperación, en la que tras el pulso de 180° y seleccionando un tiempo de inversión en torno a 140 ms, se sabe que en la grasa no existe magnetización longitudinal, por tanto no aparece señal tras el sucesivo pulso de 90° —Se paró un momento y vio la cara de no haber entendido nada de la residente, pese a lo cual siguió:— En STIR se hace negro todo lo que tenga un tiempo de inversión similar al de la grasa, aunque no sea grasa.

La residente estaba callada y absorta en sus pensamientos, parecía abatida y no podía evitar pensar que ella no iba a ser capaz de entender nunca todo aquello. Finalmente, reponiéndose, acertó a decir:

— Oye, y todo esto de la Física, ¿por dónde lo podría estudiar?

El adjunto sabía que era una pregunta inevitable; se encogió de hombros y dijo:

— Seguimos después; ahora tengo Comisión de docencia...

Este tipo de diálogo es habitual y, cuando un radiólogo o residente de Radiología empieza con la resonancia, comprueba la dificultad que implica aprender este método. Ciertamente, la física de la resonancia es un tema difícil, sobre todo partiendo de la formación que en esta materia tenemos los médicos, y no es un secreto para nadie que es realmente pobre. Pero además de difícil, es escasamente intuitiva, lo cual dificulta conseguir ese ejemplo fácil que permite hacernos una idea aproximada. Por si todo esto fuera poco, ocurre que, cuando tras un considerable esfuerzo conseguimos hacernos una idea general, las más de las veces de forma superficial, comprobamos con horror que, una vez adquiridos los conocimientos básicos, se olvidan con inusitada rapidez. A estos dos aspectos, dificultad de entender y facilidad para olvidar, se suma otro no menos negativo: la dificultad que entraña trasladar a la práctica de cada día el diseño de las secuencias, lo que con tanto esfuerzo nos ha costado comprender. Sin embargo, esta aplicación de los conocimientos físicos al trabajo diario es esencial en resonancia, ya que la adquisición de un equipo de RM de altas prestaciones no es en absoluto sinónimo de buena calidad de imagen; ni siquiera de ser capaz de obtener un aceptable rendimiento del mismo. Puede ocurrir, y de hecho ocurre, que tras una gran inversión económica para comprar un equipo que ofrezca todas las posibilidades diagnósticas, éste sea infrutilizado y se acabe realizando una rutina elemental, alejada de las posibilidades máximas del equipamiento adquirido.

Por otra parte, cuando nos enfrentamos al aprendizaje de una materia compleja, que presenta las máximas dificultades para la adquisición de los conocimientos, precisamos una fuente de información en la que sea explicado todo lo necesario con precisión y claridad. Pues bien, una dificultad adicional en el estudio de la RM estriba en conseguir una fuente bibliográfica que cumpla estos requisitos. Es verdad que en este campo existe un enorme caudal de información, libros, artículos, medios audiovisuales, etc., pero a menudo nos perdemos

en ellos por ser excesivamente «científicos», con todos los conceptos físicos expresados en complejas fórmulas, que dificultan la comprensión a los no iniciados. Otras veces, por el contrario, por ser obras de divulgación carecen de la profundidad suficiente. Por último, todos estamos acostumbrados a leer nuestra información científica en inglés y lo hacemos con relativa facilidad, pero cuando nos enfrentamos en este idioma a una información conceptual compleja, relacionada con la Física más que con la Medicina, nuestras dificultades se incrementan de forma considerable.

La Comisión Científica de la SERAM, a iniciativa de la doctora Laura Oleaga, pensó en la conveniencia de realizar un libro de las bases físicas de la RM que reuniera las siguientes características:

- Ser comprensible para los radiólogos sacrificando, en ocasiones, precisión física para conseguir una aproximación intuitiva.
- Abarcar todo lo esencial con la profundidad suficiente para que resulte útil en la práctica diaria.
- Estar escrito en español.

Estos objetivos son los que se han perseguido con la presente monografía tratando de facilitar su trabajo a los radiólogos que comienzan su aproximación a la Resonancia, herramienta con la cual pueden comenzar su andadura, y a todos los que ya tenemos experiencia, para que podamos responder a la pregunta del que se inicia: ¿por dónde puedo estudiar esto?

Si lo conseguimos, y yo creo humildemente que se ha logrado, será gracias al trabajo de los directores y de todos los que han escrito los capítulos de la presente monografía; para ellos mi reconocimiento.

Francisco M. Tardáguila Montero  
Presidente de la Comisión Científica de la SERAM



# Índice

<b>Prólogo</b> .....	<b>VII</b>
<i>Francisco M. Tardáguila Montero</i>	
Capítulo 1. <b>Principios básicos. Átomo de hidrógeno</b> .....	<b>1</b>
<i>Naía Pereda Barroeta</i>	
Capítulo 2. <b>Campo magnético en resonancia magnética</b> .....	<b>7</b>
<i>Naía Pereda Barroeta</i>	
Capítulo 3. <b>Contraste en resonancia magnética</b> .....	<b>11</b>
<i>Martin Zauner i Jkubik</i>	
Capítulo 4. <b>Formación y reconstrucción de la imagen</b> .....	<b>17</b>
<i>Jaume Gili Planas</i>	
Capítulo 5. <b>El espacio K</b> .....	<b>25</b>
<i>David Moratal Pérez, Luis Martí-Bonmatí y Ana Vallés Lluch</i>	
Capítulo 6. <b>Secuencias en resonancia magnética</b> .....	<b>33</b>
<i>Javier Lafuente Martínez, Juan José Vaquero López y Javier Sánchez González</i>	
Capítulo 7. <b>Calidad de la imagen en resonancia magnética</b> .....	<b>43</b>
<i>Laura Oleaga Zufiría</i>	
Capítulo 8. <b>Artefactos en la imagen por resonancia magnética</b> .....	<b>47</b>
<i>José María García Santos y Silvia Torres del Río</i>	
Capítulo 9. <b>Técnicas de saturación grasa</b> .....	<b>57</b>
<i>Gabriel C. Fernández Pérez, María Velasco Casares y Francisco M. Tardáguila Montero</i>	
Capítulo 10. <b>Técnicas angiográficas</b> .....	<b>63</b>
<i>Cristina Santa Marta Pastrana, Javier Sánchez González y Javier Lafuente Martínez</i>	
Capítulo 11. <b>Adquisición de imágenes de resonancia magnética en paralelo</b> .....	<b>69</b>
<i>Javier Lafuente Martínez y Javier Sánchez González</i>	
Capítulo 12. <b>Técnicas especiales: difusión, perfusión y espectroscopia</b> .....	<b>73</b>
<i>Luis Martí-Bonmatí, David Moratal Pérez y Bernardo Celda Vázquez</i>	
Capítulo 13. <b>Seguridad en resonancia magnética</b> .....	<b>85</b>
<i>Vicente Martínez de Vega</i>	
<b>Terminología en resonancia magnética. Siglas y acrónimos</b> .....	<b>91</b>
<b>Preguntas de la monografía</b> .....	<b>93</b>
<b>Índice analítico</b> .....	<b>107</b>



# 1

# Principios básicos.

# Átomo de hidrógeno

*Naia Pereda Barroeta*

## INTRODUCCIÓN

La Física busca principios unificadores para comprender de qué está hecha la materia y cuáles son las leyes básicas que la gobiernan. Hoy en día se considera que los constituyentes últimos de la materia son un conjunto de partículas elementales, cuyas interacciones vienen descritas por cuatro fuerzas fundamentales. Todos los cuerpos, vivos o inertes, desde los microorganismos hasta las galaxias, están compuestos por agrupamientos de estas partículas. Las partículas elementales que son necesarias para entender la estructura y las propiedades de la materia son básicamente tres: electrones, protones y neutrones, los cuales se agrupan para formar átomos. Los protones y neutrones se encuentran en una región central muy pequeña (del tamaño de  $10^{-14}$  m) denominada «núcleo», mientras que los electrones se mueven en torno a él en una región con un diámetro del orden de  $10^{-10}$  m, es decir, 10.000 veces mayor que el núcleo. El núcleo atómico constituye así una pequeña mota en el centro del átomo en el que se concentra prácticamente toda la masa del mismo, ya que los electrones tienen una masa unas 2.000 veces inferior a la de protones y neutrones. El número total de protones y neutrones que tiene un núcleo se llama «número másico», designado por la letra A. Los protones y electrones poseen una propiedad fundamental denominada «carga», del mismo valor pero de signo opuesto (los electrones tienen carga negativa y los protones positiva), mientras que los neutrones no presentan carga. Los átomos en su estado fundamental son eléctricamente neutros, ya que poseen el mismo número de protones que de electrones. Dicho número se llama «número atómico» y se designa con la letra Z. Todos los átomos con el mismo número atómico determinan un elemento químico, siendo el diferente número de neutrones lo que diferencia a los distintos isótopos de un elemento. El elemento más simple es el átomo de hidrógeno, compuesto únicamente por un protón y un electrón.

Los átomos de los distintos elementos se pueden combinar para formar estructuras denominadas «moléculas». Algunas son muy simples, como el agua, que posee dos átomos de hidrógeno y uno de oxígeno. Otras, como las proteínas, enzimas o ácidos nucleicos, tienen una estructura muy compleja y pueden estar compuestas por cientos o incluso miles de átomos.

Además de estas tres partículas elementales es importante también introducir una cuarta, el fotón, un tipo especial de partícula elemental que carece de masa y de carga y que, como se ve más adelante, está asociada con la radiación electromagnética.

La mayoría de los fenómenos que se observan en la naturaleza pueden ser explicados en términos de fuerzas o interacciones entre estas cuatro partículas. Hasta la fecha se han reconocido cuatro tipos de interacciones: gravitatoria, electromagnética, nuclear débil y nuclear fuerte. Cada una está asociada a un conjunto determinado de propiedades de la materia y fenómenos físicos. En particular, la interacción electromagnética es la que interviene en la resonancia magnética nuclear (RM).

Además de la interacción electromagnética, para comprender el fenómeno de la RM es necesario conocer qué es la radiación electromagnética y cómo ambas son capaces de producir cambios en el núcleo de los átomos debido a que éste posee una propiedad intrínseca denominada «espín». En este capítulo se introducen en primer lugar estos conceptos previos y posteriormente se explica en qué consiste el fenómeno de la RM y el de la relajación nuclear, tanto desde el punto de vista microscópico como macroscópico.

## INTERACCIÓN ELECTROMAGNÉTICA

La carga es una propiedad fundamental y característica de las partículas elementales que constituyen la materia. Existen dos tipos de carga, positiva y negativa, de manera que si las partículas tienen el mismo tipo de carga, se repelen y se atraen si poseen cargas de signo opuesto. El electrón y el protón tienen la mínima carga negativa y positiva posible, respectivamente.

Normalmente la materia es neutra, es decir, posee el mismo número de electrones que de protones. Así, cuando un cuerpo está cargado significa que tiene un exceso de carga, sea de electrones (carga negativa) o de protones (carga positiva).

Los cuerpos cargados siempre se ejercen entre sí una fuerza eléctrica por el hecho mismo de poseer carga eléctrica. Cuando se encuentran en una situación de movimiento relativo, además de la fuerza eléctrica, aparece otra fuerza llamada «magnética». Al con-

junto de la fuerza eléctrica y magnética que se ejercen entre sí los cuerpos cargados en movimiento relativo se le denomina «fuerza o interacción electromagnética».

Toda fuerza lleva asociado un campo y en Física es más común hablar de campos que de fuerzas. Los campos eléctrico y magnético, representados con las letras **E** y **B** respectivamente, son las magnitudes que dan la intensidad de la fuerza eléctrica y magnética en cada punto del espacio. Las unidades del campo eléctrico y del campo magnético en el sistema internacional de unidades (SI) son, respectivamente, Newton/Culombio (N/C) y tesla (T). Una vez conocido el campo electromagnético en un punto, no se necesita saber quién lo origina para calcular la fuerza que experimentaría una carga situada en dicho punto (1).

Los campos, al igual que las fuerzas, son magnitudes vectoriales, es decir, para definirlos además de su magnitud es necesario conocer también su dirección y sentido. Una forma útil de esquematizar gráficamente un campo consiste en trazar líneas que vayan en la misma dirección que dicho campo en varios puntos. Estas líneas se conocen como «líneas de campo» e indican las trayectorias que seguirían las partículas cargadas si se las abandonase libremente a la influencia de las fuerzas de los campos (Fig. 1.1).

La componente del campo electromagnético que va a intervenir en el fenómeno de la RM es la magnética. Así como la carga es el elemento básico para el campo eléctrico, se puede considerar que el dipolo magnético o momento dipolar magnético, representado por el vector **m**, lo es para el campo magnético. En el SI se mide en Julios/Tesla (J/T). El dipolo magnético es una magnitud vectorial siempre perpendicular a la dirección del movimiento de las cargas que lo generan. Una carga realizando una trayectoria cerrada da lugar a un momento dipolar magnético (Fig. 1.1. b). Ejemplos de dipolos magnéticos son una espira por la que circula una corriente o también los electrones en su movimiento en torno al núcleo.

## RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA

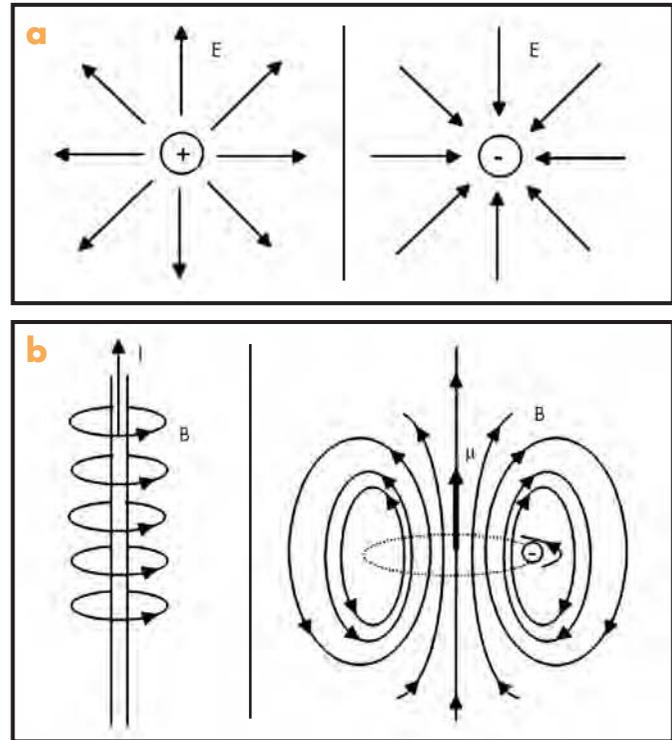
Una onda se define como una perturbación que se propaga por un medio. Toda onda está caracterizada por dos parámetros fundamentales: su velocidad de propagación y su longitud de onda y/o frecuencia. La longitud de onda ( $\lambda$ ) es la longitud característica entre dos máximos de la perturbación que se propaga con la onda, mientras que la frecuencia ( $\nu$ ) es la rapidez con la que oscila la onda. En el SI  $\lambda$  se mide en metros y  $\nu$  en hertzios (Hz) o en segundos<sup>-1</sup> (s<sup>-1</sup>). Longitud de onda y frecuencia son dos cantidades inversamente proporcionales, siendo la velocidad de propagación de la onda el producto de ambas, es decir,  $v = \lambda \times \nu$ .

La anterior relación matemática se denomina «ecuación de ondas» y es válida tanto para las ondas mecánicas como para las electromagnéticas. Las ondas mecánicas, como el sonido o las olas

(1) Para una carga puntual que se mueve con una velocidad  $v$  por una región del espacio, el conjunto de la fuerza electromagnética se expresa matemáticamente por la expresión:

$$\mathbf{F} = q(\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B})$$

donde  $q$  es la carga y **E** y **B** son los campos eléctrico y magnético, respectivamente, en dicha región. Esta expresión es la llamada «fuerza de Lorentz».



**Figura 1.1.** a) Líneas de campo eléctrico generadas por dos cargas, positiva y negativa, respectivamente. Son líneas abiertas y siempre parten de o llegan a las cargas que las generan. b) Líneas de campo magnético generadas por una corriente rectilínea y por una carga moviéndose en una órbita circular, respectivamente. Son líneas cerradas perpendiculares al plano del movimiento y nunca pasan por las cargas en movimiento que las generan.

del mar, necesitan un medio material para propagarse. Las ondas electromagnéticas, en cambio, son capaces de propagarse en el vacío. Están formadas por un campo eléctrico y otro magnético oscilantes perpendiculares entre sí y a su dirección de propagación. Estas ondas son generadas por una corriente eléctrica oscilante y transportan energía de un lugar a otro con una velocidad de propagación igual a la velocidad de la luz ( $v = 3 \times 10^8$  m/s). Este transporte de energía por medio de ondas electromagnéticas es lo que se conoce como «radiación electromagnética». Su frecuencia coincide con la frecuencia de oscilación de la corriente que ha generado el campo electromagnético.

Atendiendo a su frecuencia, la radiación electromagnética recibe diferentes nombres: desde los energéticos rayos gamma (con una longitud de onda del orden de  $10^{-16}$  -  $10^{-10}$  m o una frecuencia de  $10^{18}$  -  $10^{24}$  Hz) hasta las ondas de radiofrecuencia (longitudes de onda desde metros a kilómetros o frecuencias del orden de unos pocos Hz a 100 MHz), pasando por el ultravioleta, la luz visible, el infrarrojo y las microondas. El conjunto completo de longitudes de onda forma lo que se conoce como «espectro electromagnético», del cual la luz visible no es más que un minúsculo intervalo que va desde la longitud de onda correspondiente al violeta hasta la longitud de onda del rojo. Las ondas que intervienen en la RM son las de radiofrecuencia, con frecuencias del orden de unas decenas de MHz.

Hasta ahora se ha considerado la radiación electromagnética como una onda que se propaga en el espacio. Sin embargo, también puede ser interpretada como un flujo de partículas que trans-

porta la energía electromagnética (2). Estas partículas se denominan «fotones». Carecen de masa, pero tienen asociado un campo magnético y otro eléctrico, perpendiculares entre sí, que oscilan de forma sinusoidal. Los fotones se mueven a la velocidad de la luz y cada uno tiene una energía  $E = h\nu$ , donde  $\nu$  es la frecuencia de oscilación de los campos eléctrico y magnético y  $h$  una constante denominada «constante de Planck» ( $h = 6.6261 \times 10^{-34} \text{ J} \times \text{s}$ ).

## CONCEPTO DE ESPÍN. ESPÍN NUCLEAR

**E**l espín es una propiedad intrínseca de las partículas, al igual que la carga o la masa. Sin embargo, a diferencia de ellas, el espín sólo puede entenderse dentro del marco de la Física Cuántica, ya que la clásica es incapaz de explicar su existencia. El espín se dice que está cuantizado, es decir, su valor sólo adquiere ciertos valores discretos, enteros o semienteros. Protones, neutrones y electrones tienen espín de valor un medio. Toda partícula con espín no nulo tiene asociado un vector, momento magnético  $\mu$ , orientado en la dirección del espín, que crea un campo magnético a su alrededor.

En la sección anterior se ha visto que el momento magnético es originado por las cargas en movimiento. Aunque, como ya se ha dicho, el espín es una propiedad que sólo puede explicarse con las leyes de la mecánica cuántica, para facilitar su comprensión es habitual visualizar la partícula con espín como una pequeña esfera rotando sobre sí misma. Con este esquema estarían a lo largo de su eje de giro tanto el espín  $S$  como el momento magnético  $\mu$ , los cuales son magnitudes proporcionales.

El núcleo atómico, al estar compuesto por protones y neutrones, también posee espín, cuyo valor está en función del número de protones y neutrones que contenga. Los protones y neutrones dentro del núcleo tienden a aparearse sus espines, es decir, a anular su espín total, ya que ésta es una situación que resulta energéticamente favorable. Los núcleos que van a ser activos desde el punto de vista magnético son aquellos cuyo espín resultante es distinto de cero, es decir, los que presentan un número impar de protones y/o neutrones a fin de que existan espines desapareados. En la tabla 1.1 se muestra el valor que adquiere el espín nuclear dependiendo de la paridad de los protones y neutrones que contenga.

## PROPIEDADES MAGNÉTICAS DEL NÚCLEO DE HIDRÓGENO

**E**l núcleo de hidrógeno, formado por un único protón, es una elección natural para utilizar las técnicas de RM. Tiene espín  $S = 1/2$  y además el hidrógeno es el elemento más abundante en los organismos vivos, ya que forma parte de las moléculas de agua. Por ello, en vez de referirse al espín y a las propiedades magnéticas del

(2) El fotón es un concepto puramente cuántico. Los fotones son las partículas o «cuantos» que transportan la energía electromagnética. Como se ve más adelante, considerar que la radiación electromagnética está cuantizada ayuda a comprender el fenómeno de la RM desde el punto de vista microscópico. Sin embargo, al estudiar la RM macroscópicamente se considera la radiación electromagnética como una onda, abordando así el fenómeno clásicamente.

**TABLA 1.1**  
Valor del espín nuclear  $S$  dependiendo de la paridad del número másico  $A$  y del número atómico  $Z$

A impar	$S$ múltiplo impar de $1/2$
A par, $Z$ impar	$S$ múltiplo de $1$
A par, $Z$ par	$S$ nulo

núcleo en general, a partir de ahora se habla en todo momento aquí del núcleo del hidrógeno o protón.

En ausencia de campo magnético externo, el momento magnético  $\mu$  del protón está orientado en una dirección cualquiera del espacio. Cuando el protón es colocado en el seno de un campo magnético  $B$ , el vector  $\mu$  tiende a alinearse con él. Existen dos posiciones en mecánica cuántica denominadas «estados»: paralelo o antiparalelo al campo magnético  $B$  (Fig. 1.2).

Al producirse este alineamiento del espín la energía del protón se modifica, siendo ahora:

$$E = E_0 - \mu B = E_0 \pm 1/2 h\gamma B$$

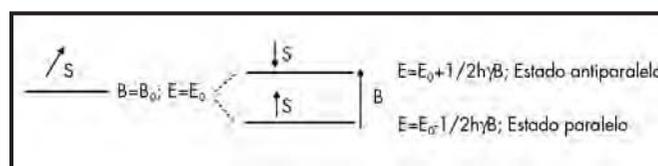
donde  $E_0$  es la energía en ausencia de campo magnético,  $h$  es la constante de Planck y  $\gamma$  una constante denominada «razón giromagnética», función de la carga y de la masa. El signo positivo corresponde al estado en el que  $\mu$  y  $B$  son antiparalelos y el negativo al estado en el que son paralelos. Así, tal y como muestra la figura 1.2, se dice que la energía se desdobra en dos niveles, siendo la diferencia de energía entre ambos  $\Delta E = h\gamma B$ .

Un protón que se encuentre en el estado de energía más bajo (paralelo) puede sufrir una transición y pasar al estado de energía más alto (antiparalelo) absorbiendo un fotón cuya energía ( $E = h\nu$ ) sea precisamente la diferencia de energía entre los dos estados, es decir, cuando su frecuencia sea  $\nu = \gamma B$ .

A esta frecuencia a la cual se produce la transición entre los dos niveles de energía se la denomina «frecuencia de Larmor». Esta frecuencia de resonancia depende tanto de la razón giromagnética como del campo magnético estático aplicado. En el caso de las técnicas de imagen por RM es del orden de 50 MHz, es decir, se encuentra en el rango de las radiofrecuencias.

## DESCRIPCIÓN MACROSCÓPICA DE LA RESONANCIA MAGNÉTICA

**H**asta ahora, haciendo uso de la mecánica cuántica, se han abordado las propiedades magnéticas nucleares en el ámbito microscópico, es decir, analizando cómo se comporta un núcleo aislado en presencia de un campo magnético externo. Pero un pequeño volu-



**Figura 1.2.** Debido a la presencia de un campo magnético externo, tanto la orientación del espín como la energía del protón se ven alteradas. Existen dos estados posibles: estado paralelo a  $B$ , de menor energía, y estado antiparalelo a  $B$ , con una energía  $h\gamma B$  veces superior.

men de materia contiene del orden de  $10^{23}$  átomos, así que conviene estudiar el fenómeno de la RM macroscópicamente, ya que es así como se puede detectar y medir.

A diferencia de lo que ocurre atómicamente, es posible explicar lo que sucede a escala macroscópica utilizando las leyes de la mecánica clásica. Considerando la materia como un conjunto de muchos espines nucleares, se puede definir un momento magnético neto como la suma vectorial de los momentos magnéticos asociados a cada espín nuclear. A este vector resultante se le denomina «vector de magnetización» y se representa con la letra  $M$ . Al igual que el momento magnético, se mide en J/T en el SI.

En ausencia de un campo magnético externo aplicado, el vector de magnetización  $M$  es generalmente nulo ya que, como se ha visto en la sección anterior, los momentos magnéticos de los espines están orientados en una dirección cualquiera del espacio.

Cuando se aplica un campo magnético, los espines tienden a alinearse con el campo magnético y a disponerse paralelos o antiparalelos a él. Aunque la probabilidad de ocupar cualquiera de las dos disposiciones es prácticamente la misma, hay un ligero exceso de espines dispuesto paralelos al campo magnético, ya que éste es el estado de mínima energía. Esto hace que haya una pequeña magnetización neta orientada paralela al campo magnético y ninguna componente transversal de la magnetización.

El valor de esta magnetización neta está en función de la temperatura y del valor del campo magnético aplicado: es mayor cuanto menor sea la temperatura, cuanto mayor sea el número de espines por unidad de volumen y cuanto mayor sea la intensidad del campo magnético aplicado. La relación entre el número de núcleos con espines antiparalelos ( $N_-$ ) y paralelos ( $N_+$ ) viene dada por la denominada «ley de Stephan-Boltzmann»:

$$N_-/N_+ = e^{-\Delta E/kT} = e^{-h\nu_B/kT}$$

donde  $h$  es la constante de Planck,  $k$  es la constante de Boltzmann ( $k = 1.3807 \times 10^{-23}$  J/K) y  $T$  es la temperatura absoluta.

En virtud de la relación anterior se ve que a 0K, que es la temperatura más baja que puede alcanzarse, todos los espines nucleares estarían orientados paralelos a  $B$  y el vector de magnetización sería máximo. A temperatura ambiente para un campo magnético de 1,5 T, el exceso de espines orientados a lo largo del campo magnético es de unas 10 partes por millón (10 ppm). Esto explica por qué son tan débiles las señales de RM.

En presencia únicamente de un campo magnético externo, el vector de magnetización  $M$  se encuentra en equilibrio y, por tanto, no hay ningún fenómeno de resonancia. Para obtener información de los espines es necesario excitarlos, lo que se consigue aplicando sobre nuestro sistema un pulso de radiofrecuencia de frecuencia igual a la frecuencia de Larmor (3) (frecuencia de resonancia) de los núcleos que se pretenden excitar.

Mientras dura el pulso de radiofrecuencia los espines nucleares absorben energía y experimentan una transición del estado de energía baja (paralelo) al de energía superior (antiparalelo). Macroscópicamente, lo que se observa es que el vector de magnetización  $M$  se aleja de su posición de equilibrio durante la aplicación del pulso, realizando un giro en espiral respecto a la dirección del campo magnético  $B$ : por una parte precesa en torno a la dirección de  $B$  con la frecuencia de Larmor y a la vez se va alejando de su posi-

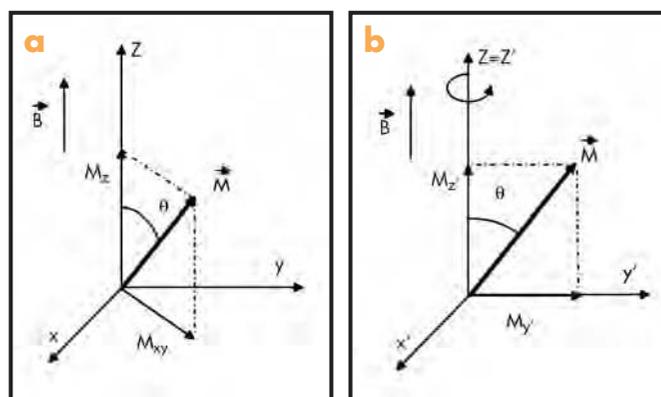
ción de equilibrio describiendo un movimiento denominado «nutación» (Fig. 1.3. a).

Para facilitar la comprensión del movimiento que realiza el vector de magnetización  $M$  es habitual utilizar un sistema de referencia rotatorio (Fig. 1.3. b), en el cual los ejes  $x$  e  $y$  giran en torno al eje  $z$ , a lo largo del cual se encuentra el campo magnético  $B$ , con una frecuencia igual a la frecuencia de Larmor. En este sistema de referencia rotatorio, la componente magnética del pulso de radiofrecuencia se representa por un campo magnético adicional,  $B_1$ , perpendicular a  $B$  y que sólo está presente durante un corto período de tiempo. Por tanto, si se usa este sistema de referencia,  $M$  tiende a alinearse también con este segundo campo alejándose del eje  $z$  mientras dura el pulso. Este ángulo de separación respecto a la posición de equilibrio se denomina «ángulo de inclinación» (*flip angle*) y es habitual representarlo con la letra griega  $\alpha$ . Su valor depende de la intensidad del campo de radiofrecuencia y del tiempo que dura el pulso de emisión. Normalmente se habla de pulso de ángulo  $\alpha$ , de tal forma que un pulso de  $90^\circ$  desplazaría el vector de magnetización al plano  $x$ - $y$  y un pulso de  $180^\circ$  la invertiría respecto a su posición de equilibrio.

Tal y como se muestra en la figura 1.3, es conveniente separar el vector de magnetización en dos componentes:  $M_{xy}$  en el plano transversal a  $B$  y  $M_z$  a lo largo de  $B$ . Debido a que la componente que se detecta es la correspondiente al plano  $x$ - $y$ , la máxima señal de RM se consigue cuando la amplitud y la duración del pulso de emisión de radiofrecuencia se ajusta de tal forma que la magnetización esté a  $90^\circ$  respecto a su posición de equilibrio. Sin embargo, como se ve en los siguientes capítulos, también pueden interesar otros ángulos de inclinación o incluso combinaciones sucesivas de ellos.

## FENÓMENO DE RELAJACIÓN NUCLEAR

Después de la excitación, al finalizar el pulso de radiofrecuencia, los núcleos individuales vuelven a su posición de equilibrio. Al decaer de nuevo al estado paralelo respecto a  $B$ , emiten fotones de energía de radiofrecuencia.



**Figura 1.3.** a) Representación esquemática del vector de magnetización  $M$  al aplicar sobre nuestro sistema un pulso de radiofrecuencia de frecuencia igual a la de Larmor. b) Representación esquemática del vector  $M$  de (a) haciendo uso de un sistema de referencia rotatorio en el cual los ejes  $x$  e  $y$  giran en torno al eje  $z$  (a lo largo del cual se encuentra el campo magnético estático  $B$ ) con una frecuencia igual a la de Larmor.

(3) Cuánticamente, fotones que incidan sobre nuestro sistema durante un corto período de tiempo cuya frecuencia coincida con la frecuencia de Larmor.

Este proceso se conoce con el nombre de «relajación nuclear» y durante el mismo el vector de magnetización  $M$  recupera su valor de equilibrio, es decir,  $M_{xy}$  se anula y  $M_z = M$ .

Los procesos de relajación correspondientes a cada una de las dos componentes del vector de magnetización siguen una ley exponencial, pero son independientes. En general, el proceso por el cual la magnetización transversal se anula es mucho más rápido que por el que la longitudinal retoma su valor de equilibrio.

Las diferentes frecuencias de relajación están en función de la estructura molecular específica, del estado en el que se encuen-

tre la materia y de la temperatura, tal y como se ve en detalle en el capítulo 3.

## **BIBLIOGRAFÍA**

1. Bushong SC. Física radiológica. Manual de radiología para técnicos, 6.<sup>a</sup> ed. Harcourt Brace. Madrid; 1998. p. 68-75.
2. Finn EJ, Alonso M. Magnetic Field. Physics, 5.<sup>a</sup> ed. Addison Wesley. Essex; 1995. p. 569-585; 690-711.



# 2

# Campo magnético en resonancia magnética

*Naia Pereda Barroeta*

## INTRODUCCIÓN

**P**ara realizar un estudio de imagen por resonancia magnética (RM) es necesario, tal y como se ha visto en el capítulo anterior, disponer de un campo magnético estático muy potente a fin de alinear los espines nucleares en la mayor medida posible. Este campo magnético es generado por imanes, los cuales dependiendo de su composición se clasifican en distintos tipos: permanentes, resistivos y superconductivos. Además de estos imanes, también se precisan otros menos potentes que generen gradientes de campo magnético a lo largo de las tres direcciones del espacio. Estos gradientes son pequeñas variaciones locales de este campo magnético estático y son los que, en las técnicas de imagen por RM, permiten realizar una codificación espacial del volumen que se quiere explorar. Nuestro equipo también ha de disponer de sistemas que emitan pulsos de radiofrecuencia (RF) que exciten los espines nucleares, así como receptores que recojan la señal que reemiten éstos al relajarse.

En las siguientes secciones se describen las características y el modo de funcionamiento de estos componentes, que han de estar presentes en todos los equipos de RM.

## CAMPO MAGNÉTICO EN LOS EQUIPOS DE RESONANCIA MAGNÉTICA

**H**acia el año 1000 a.C. los pastores de un pueblo llamado Magnesia, situado en la actual Turquía occidental, descubrieron un material que era capaz de atraer las limaduras de hierro. A este material, que en la actualidad se sabe que es un óxido magnético de hierro, le denominaron «magnetita». Así, el magnetismo, cuyo nombre procede de este antiguo pueblo, es una propiedad que presentan algunos materiales de producir un campo magnético a su alrededor. Los objetos capaces de generar campos magnéticos, entre los que se encuentra la magnetita, se denominan «imanes».

El descubrimiento de la magnetita tuvo mucha influencia en la navegación, ya que era capaz de indicar la dirección del Norte y Sur terrestres. Sin embargo, excepto por esta aplicación, el mag-

netismo fue muy poco utilizado y su origen poco comprendido hasta finales del siglo XIX, cuando un físico llamado Oersted descubrió que los imanes se desviaban de su posición normal cuando se colocaban en las proximidades de un conductor por el que circulaba una corriente eléctrica. Este trabajo, junto con la obra posterior de Gauss, Ampère, Faraday y finalmente Maxwell, probaron la relación existente entre imanes y corrientes eléctricas y así surgió una nueva rama de la Física que hoy conocemos como «Electromagnetismo».

Tal y como se ha introducido en el capítulo anterior, el campo magnético es la componente del campo electromagnético que originan las cargas por el hecho de estar en movimiento. Se puso como ejemplo de sistema generador de campo magnético hilos conductores por los que circulan corrientes eléctricas. Estos sistemas constituyen lo que se denominan «electroimanes», que son imanes cuyo campo magnético es originado por una corriente eléctrica.

Los cuerpos materiales también contienen electrones en continuo movimiento y por ello son susceptibles de presentar propiedades magnéticas, dependientes de cómo sea la disposición de los electrones y su movimiento dentro de ellos. La susceptibilidad magnética, que se representa con la letra griega  $\chi$ , es una propiedad de los materiales que permite cuantificar su tendencia a magnetizarse en presencia de un campo magnético. Los materiales pueden clasificarse en función del valor de su susceptibilidad magnética en diamagnéticos o no magnéticos, paramagnéticos y ferromagnéticos.

La mayoría de los materiales son diamagnéticos, es decir, presentan un valor negativo y muy pequeño de susceptibilidad magnética. En su interior el campo magnético tiende a ser ligeramente inferior que el campo magnético externo, pero en su conjunto no se ven alterados al ser colocados en un campo magnético. Estos materiales se denominan «compatibles» con las técnicas de RM. Los cuerpos cuya  $\chi$  es mayor que cero se llaman «paramagnéticos». El campo magnético en su interior es mayor que el campo magnético externo y por ello tienden a desplazarse a aquellas zonas en las que éste es mayor. Un ejemplo de sustancia paramagnética es el gadolinio, que se utiliza habitualmente como agente de contraste en las imágenes de RM. Existe un tipo especial de materiales paramagnéticos, denominados «ferromagnéticos», que se caracterizan por tener una susceptibilidad magnética  $\chi$  muy elevada. Sus electrones se disponen de tal forma que en su conjunto son capaces de generar un campo magnético. Las líneas de

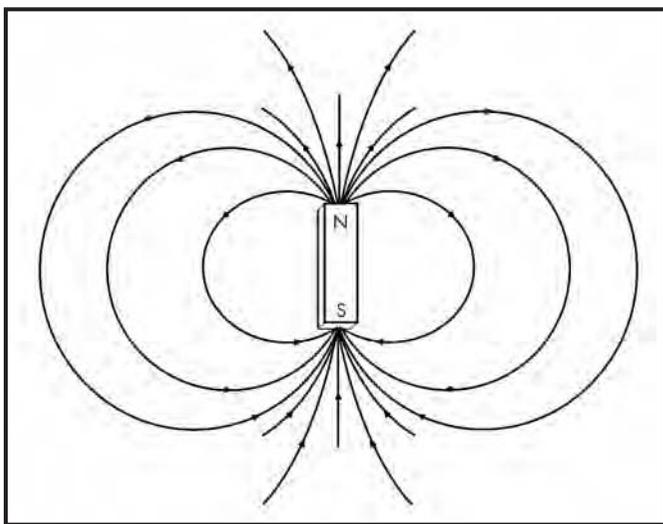
campo magnético van de un extremo a otro del mismo, de forma similar a como lo hacen en una espira por la que circula una corriente (Fig. 2.1). Se dice que el imán posee dos polos, norte y sur, de manera que las líneas de campo magnético siempre parten del polo norte del imán y van a parar al sur. Los cuerpos ferromagnéticos constituyen lo que en magnetismo se denomina «imanes permanentes» y son incompatibles con las técnicas de RM. La magnetita es un ejemplo de material ferromagnético que puede encontrarse en la naturaleza.

En virtud de lo visto anteriormente, dependiendo de si el campo magnético es generado por un material o por una corriente eléctrica, los imanes se clasifican en dos tipos: permanentes y electroimanes, los cuales a su vez pueden ser resistivos o superconductivos. En la siguiente sección se describen las propiedades y características de cada uno de ellos.

Independientemente de cuál sea su composición, el primer requisito que ha de cumplir un imán diseñado para cualquier equipo de RM es que sea capaz de generar un campo magnético muy potente. Las unidades en las que se mide el campo magnético son, entre otras, el Tesla (T) y el Gauss (G). El Tesla es la unidad del sistema internacional (SI) y equivale a 10.000 Gauss ( $1 \text{ T} = 10^4 \text{ G}$ ). Los sistemas de imanes que se usan en equipos de RM de uso clínico presentan valores de 0,01 a 10 T (1). Los más frecuentes en la actualidad son los equipos de 1,5 T, aunque ya se están empezando a comercializar para el uso clínico imanes de 3 T e incluso de valores superiores. A mayor intensidad de campo magnético la magnetización neta es mayor y por tanto es posible obtener señales más altas.

Además de la intensidad, en el diseño de estos imanes son muy importantes la homogeneidad y la estabilidad del campo magnético en un volumen determinado, es decir, las variaciones del campo magnético en el espacio y en el tiempo.

Las líneas de campo magnético se distribuyen en torno al imán y dependiendo de la geometría del mismo pueden adoptar formas muy variadas. Además, el campo magnético disminuye a medida que nos alejamos de las cargas que lo generan, de forma que si queremos conseguir un campo magnético homogéneo, es decir,



**Figura 2.1.** Representación esquemática de las líneas de campo magnético generadas por un imán.

(1) Para hacerse una idea de la magnitud de este campo magnético, cabe hacer notar que el campo magnético terrestre es del orden de 0,5 G.

que tenga un valor constante en una región determinada del espacio, es necesario diseñar el imán con una geometría particular. En el caso de los electroimanes, el diseño más habitual es el de solenoide, que consiste en un conductor enroscado en forma de anillo en cuyo interior se crea un campo magnético muy homogéneo dentro del cual se introduce al paciente (2). Por otra parte, si se considera el caso de un electroimán, para que el campo magnético sea estable en el tiempo es necesario que la corriente sea continua. En el caso de los imanes permanentes, la estabilidad no es un parámetro tan crítico ya que el campo magnético será estable, siempre y cuando la temperatura también lo sea.

Así, en las especificaciones de un imán que forme parte de un equipo de RM es importante tener en cuenta los valores de los parámetros de homogeneidad y estabilidad. Es habitual expresarlas en partes por millón (ppm) dentro de un volumen esférico de un diámetro determinado. En general, los diámetros que suelen utilizarse son de 10 y 40 cm y en equipos clínicos se recomiendan valores de inhomogeneidad menores de 0,5 ppm y 1 ppm, respectivamente.

Debido a la dificultad para lograr una gran homogeneidad en el campo magnético estático, se suelen utilizar dos métodos para corregir las posibles distorsiones del campo magnético. Se denominan «homogeneización pasiva y activa» (3). La primera consiste en introducir pequeñas piezas metálicas en el interior del imán, mientras que en la activa son unas bobinas adicionales las que crean pequeños campos magnéticos que se suman o restan al principal. El propio paciente al ser introducido en el campo magnético da lugar a pequeñas heterogeneidades, de tal forma que es habitual realizar una homogeneización activa de forma automática antes de iniciar cada exploración.

## TIPOS DE IMANES

Como ya se ha dicho, atendiendo a su composición, es decir, en virtud de cómo se encuentren las cargas distribuidas en el imán y cómo sea el movimiento de éstas, se pueden distinguir dos tipos de imanes: permanentes y electroimanes, los cuales a su vez pueden ser resistivos o superconductivos.

Los imanes permanentes están constituidos por sustancias ferromagnéticas. Pueden ser naturales, como en el caso de la magnetita, o también es posible crearlos artificialmente introduciéndolos en un campo magnético. Los que se utilizan en los equipos de RM en general son de hierro, por lo que pueden ser fabricados de muy diferentes geometrías y tamaños. Estos imanes, como presentan una magnetización permanente, no precisan corriente eléctrica ni sistema de refrigeración para su funcionamiento. Son sistemas muy estables y homogéneos siempre que la temperatura esté controlada. Como contrapartida, cabe destacar que no son capaces de alcanzar campos magnéticos altos (el límite está en 0,5 T) y que son muy pesados, tanto más cuanto mayor sea la intensidad del campo magnético deseada.

En los electroimanes el campo magnético es creado por una corriente eléctrica. Hay de dos tipos: resistivos y superconductores.

- (2) En la actualidad se están desarrollando otros diseños de imanes más abiertos y por tanto menos claustrofóbicos específicos para exploraciones en zonas determinadas o que permitan realizar técnicas intervencionistas.
- (3) En inglés el término que se utiliza para «homogeneización» es *shimming* y es habitual encontrarlo sin traducir.

Los imanes resistivos consisten en un hilo conductor, en general de cobre, enrollado alrededor de un núcleo de hierro por el que circula una corriente continua de alta intensidad capaz de generar campos magnéticos de hasta 0,5 T. Necesitan un suministro eléctrico del orden de 8 kW a fin de proporcionar esa energía a las bobinas resistivas, por lo que el consumo de potencia resulta muy alto. Además, aunque el cobre es un material conductor, presenta resistencia al paso de la corriente eléctrica y por tanto libera mucho calor en su funcionamiento. Por ello, este sistema de imanes precisa también un circuito de refrigeración de agua que controle el aumento de la temperatura. En este tipo de imanes es difícil conseguir un campo magnético potente y a la vez estable y homogéneo.

Los imanes superconductores son los que proporcionan campos magnéticos mayores, además de ser muy estables y homogéneos en un volumen muy amplio. Al igual que los imanes resistivos, el campo magnético es generado por una corriente eléctrica, pero los hilos conductores están formados por unas aleaciones metálicas especiales, las cuales pierden su resistencia cuando son enfriadas a temperaturas cercanas al cero absoluto. A esta propiedad, en virtud de la cual algunos materiales se comportan bajo ciertas condiciones como conductores perfectos, se la denomina «superconductividad» y los materiales que la presentan son «superconductores». A temperatura ambiente se comportan como conductores convencionales, pero a temperaturas muy bajas se convierten en superconductores. En concreto, en estos imanes se emplean bobinas fabricadas con una aleación metálica superconductora (en general suele ser una aleación de niobio y titanio) enrollada de forma muy compacta en volúmenes relativamente pequeños.

El imán superconductor ofrece muchas ventajas frente al resistivo precisamente por el hecho de carecer de resistencia. Al no perderse ninguna energía eléctrica, una vez que la corriente eléctrica comienza a fluir por la bobina, podría seguir haciéndolo de forma indefinida sin necesidad de que exista una fuente de potencia externa. Por ello la intensidad del campo magnético generado puede llegar a ser mucho mayor que la de los resistivos.

El inconveniente de un imán superconductor radica en la dificultad de mantener las bobinas magnéticas a temperaturas cercanas al cero absoluto. Así, por ejemplo, el niobio es un material que alcanza la superconductividad a la temperatura de 4 K. Para conseguir alcanzar esta temperatura, las bobinas están introducidas en un contenedor cilíndrico perfectamente aislado denominado «Dewar» dotado de dos cámaras. La cámara más externa, de la que muchos sistemas modernos ya prescinden, está llena de nitrógeno líquido a una temperatura de 77 K y actúa de aislante intermedio entre la temperatura ambiente del exterior y la cámara interna, la cual está llena de helio líquido a 4 K de temperatura. Las bobinas superconductoras están así suspendidas en el baño de helio líquido. Estas dos cámaras, denominadas «criogénicas» por las temperaturas tan bajas a las que se encuentran, están separadas entre sí y del medio ambiente mediante cámaras de vacío. El coste de mantenimiento de un sistema de imán superconductor procede fundamentalmente del relleno de las cámaras de nitrógeno y helio líquido. A pesar de procurar el mejor aislamiento, estos gases se evaporan gradualmente y por tanto deben rellenarse periódicamente, habitualmente una vez al año. Aunque aún no se comercializan, en los últimos años se han descubierto materiales cerámicos que presentan superconductividad a temperaturas superiores a 100 K. En el caso de estos materiales no sería necesario ya utilizar la cámara de helio, con lo que se reduciría mucho el coste económico del equipo.

## SISTEMA DE GRADIENTES MAGNÉTICOS

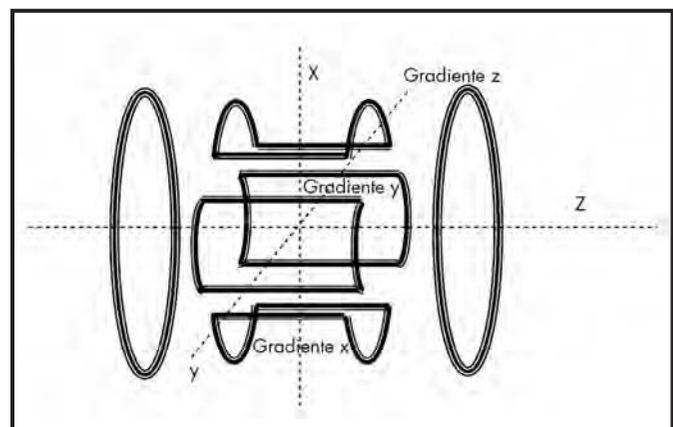
Tal y como se detallará en los capítulos siguientes, las técnicas de imagen por RM utilizan gradientes de campo magnético para crear una diferenciación espacial de la región que se quiere estudiar. Los gradientes magnéticos hacen que en cada elemento de volumen el campo magnético sea ligeramente diferente y por tanto entre en resonancia también a una frecuencia distinta. De esta forma, gracias a los gradientes magnéticos, es posible crear una codificación espacial a lo largo de las tres direcciones del espacio.

Los gradientes de campo magnético son campos magnéticos muy débiles que varían con la posición y que se superponen al campo magnético principal. En general los utilizados en RM interesa que sean lineales, es decir, que la variación del campo magnético en la dirección del gradiente sea lo más constante posible. Además, con el fin de obtener proyecciones desde distintas direcciones, interesa poder orientar los gradientes de campo magnético a lo largo de los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$  o a lo largo de una dirección oblicua. Para ello existen tres parejas de bobinas, denominadas «bobinas de gradiente  $x$ ,  $y$  o  $z$ », según cuál sea la dirección a lo largo de la cual generan el gradiente (Fig. 2.2).

Un gradiente en la dirección del campo magnético estático  $B_0$  se consigue mediante una bobina de tipo Antihelmoltz, que consiste en dos bobinas circulares enfrentadas por las que circulan corrientes en sentidos opuestos, creándose así un gradiente de campo magnético  $G_z$  entre ellas. El campo  $B_1$  generado por una de las bobinas se suma al campo magnético estático  $B$ , mientras que el de la otra,  $B_2$ , se resta. Este tipo de bobinas se emplean para seleccionar cortes transversales del paciente, perpendiculares al campo magnético principal.

Las parejas de bobinas que generan los gradientes a lo largo de las direcciones  $x$  e  $y$ , esquematizadas en la figura 2.2, se utilizan para obtener cortes sagitales y coronales del paciente, respectivamente. Si se quiere obtener cortes oblicuos se activan varias bobinas simultáneamente.

La intensidad del gradiente se mide en militeslas por metro (mT/m) o en G/cm y presenta valores hasta de 100 mT/m. El valor máximo que es capaz de alcanzar un gradiente es un parámetro



**Figura 2.2.** Representación esquemática de las bobinas de gradiente. La bobina de gradiente  $G_z$ , de tipo Antihelmoltz, genera un gradiente a lo largo de la dirección del campo magnético estático. Las bobinas de gradiente  $G_x$  y  $G_y$  generan gradientes a lo largo de los ejes  $x$  e  $y$ , perpendiculares al campo magnético estático  $B$ .

importante que ha de tenerse en cuenta en la adquisición de un equipo de RM. Como se verá en los siguientes capítulos, afecta a la resolución espacial, al grosor mínimo de corte y al mínimo tamaño de campo (FOV). Además de su intensidad, a fin de valorar la eficacia de los gradientes, también se deben tener en cuenta otros dos parámetros: el tiempo de ascenso (*rise time*) y el de caída (*fall time*). Estos parámetros dan cuenta del tiempo que el pulso de gradiente tarda en alcanzar su amplitud máxima y del tiempo que necesita para volver a decaer a cero, respectivamente. Son determinantes en la rapidez de adquisición de las secuencias y por ello interesa que sean lo menores posible. En equipos modernos, estos tiempos pueden ser inferiores a 100  $\mu$ s.

### SISTEMA DE BOBINAS DE RADIOFRECUENCIA

Es otro de los elementos necesarios para producir la señal de RM. Estas bobinas son, por una parte, las generadoras de radiación electromagnética de RF, cuya componente magnética aplicada durante un instante de tiempo muy breve es capaz de rotar el vector de magnetización alejándolo de su posición de equilibrio. Además, las bobinas de RF también son las responsables de detectar la energía asociada a la componente transversal  $M_{xy}$  del vector magnetización.

Un sistema de RF tiene cuatro componentes principales: sintetizador de frecuencia, envolvente digital de RF, amplificador de potencia y sistema de antenas.

El sintetizador de frecuencia produce una frecuencia central o portadora, la cual ha de coincidir con la frecuencia de Larmor de los núcleos que se pretenden excitar.

La envolvente de RF produce un rango de frecuencias, denominado «ancho de banda», en torno a la frecuencia central que determina el espesor de corte.

Los amplificadores de potencia, una vez generado el pulso de RF, lo amplifican a fin de aumentar la energía que va a ser la responsable de excitar los núcleos. Los amplificadores utilizados en los equipos de RM ofrecen potencias típicas del orden de 10 kW.

Además de los componentes anteriores, también son necesarias las antenas transmisoras y las receptoras. Las primeras son las responsables de transmitir al sistema las señales de RF procedentes del amplificador y las segundas de captar la energía correspondiente a la componente magnética de la onda de RF que se genera como consecuencia de los procesos de relajación nuclear.

La mayoría de los sistemas utilizan una antena que es a la vez transmisora y receptora, denominada «antena de cuerpo», con forma de silla de montar y fija dentro del imán. Permite realizar estudios de cualquier zona del cuerpo de forma muy homogénea. Cuando se utilizan dos antenas, la antena de cuerpo es la que suele trabajar como transmisora.

Además de esta antena básica, el sistema de RF dispone de otras antenas externas al imán que se pueden conectar y desconectar. Dependiendo del espesor y de la geometría del paciente, así como de la región del mismo que se quiera estudiar, presentan formas y tamaños muy variados. Existen multitud de antenas en el mercado y su diseño puede ir desde una simple bobina de alambre hasta antenas con formas tridimensionales muy complejas. Se suelen clasificar en cuatro categorías:

- Antenas de volumen: envuelven al paciente y permiten obtener una señal muy homogénea de todo el volumen explorado. Pueden ser transmisoras y receptoras, aunque la tendencia es a fabricarlas sólo receptoras.
- Antenas de superficie: están en contacto con la región que se quiere estudiar. Por su diseño permiten obtener imágenes de gran calidad en las proximidades de la misma. La señal recogida disminuye considerablemente a medida que nos alejamos de ella, por lo que su aplicación se restringe al estudio de zonas próximas a la superficie de dimensiones reducidas.
- Antenas internas: están diseñadas para obtener información de regiones que se encuentran fuera de la antena.
- Antenas *phased-array*: consisten en agrupaciones de antenas de pequeñas dimensiones que permiten conjugar la buena calidad de imagen que se consigue con antenas de diámetro reducido con un FOV grande. Este tipo de antenas se están utilizando para las técnicas de adquisición en paralelo, que posibilitan una reducción considerable del tiempo de adquisición de la señal manteniendo una buena calidad de imagen.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Bushong SC. Equipo e imágenes de resonancia magnética. Manual de radiología para técnicos, 5ª ed. Harcourt Brace. Madrid; 1993. p. 463-478.
2. Bushong SC. Principios físicos de la imagen de resonancia magnética. Manual de radiología para técnicos, 5ª ed. Harcourt Brace. Madrid; 1993. p. 447-462.
3. Reitz JR, Milford FJ. Campo magnético. Fundamentos de la teoría electromagnética, 3ª ed. Addison Wesley. Wilmington, Delaware; 1986. p. 100-111.

# 3

## Contraste en resonancia magnética

*Martín Zauner i Jakubík*

### INTRODUCCIÓN

**P**ara poder entender la formación del contraste en una imagen de resonancia, hay que empezar hablando del núcleo atómico y de su comportamiento en un campo magnético. El núcleo atómico que se mide en los estudios de resonancia magnética (RM) es el núcleo de hidrógeno ( $^1\text{H}$ ). El átomo de hidrógeno está compuesto únicamente por un protón y un electrón y los términos «protón» o «núcleo de hidrógeno» se emplean indistintamente. En la bibliografía anglosajona se usa también el término «espín» para referirse al núcleo de hidrógeno.

La materia está compuesta por átomos, estructuras formadas por un núcleo integrado por protones (partículas de carga eléctrica positiva) y neutrones (sin carga), alrededor del cual giran los electrones (partículas de carga negativa) en nubes orbitales, en equilibrio perfecto con las cargas positivas del núcleo.

### Espín nuclear

El átomo de hidrógeno se mueve constantemente girando sobre sí mismo. Este movimiento de giro se denomina «espín» o «espín nuclear». Por tanto se trata de una carga eléctrica en movimiento, es decir, un elemento que crea un campo magnético a su alrededor o, dicho de otra manera, un pequeño imán. Si crea un campo magnético tiene, evidentemente, un vector asociado (ya que es una fuerza), denominado «momento magnético», y representado por la letra  $\mu$ . Asimismo el espín, dadas sus características de movimiento mecánico, tiene un número cuántico de espín ( $s$ ), que se relaciona directamente con el anterior por la ecuación:  $\mu = \gamma s$ , siendo  $\gamma$  la constante giromagnética nuclear que depende de la carga y de la masa del núcleo y es característica de cada núcleo atómico.

Mientras este pequeño imán, inmerso y anclado en el seno de un tejido biológico, no se ve sometido a ninguna fuerza externa, muestra una disposición totalmente aleatoria en el espacio apuntando, al igual que el resto de los núcleos de hidrógeno, en cualquier dirección del espacio, dirección que además resulta diferente en cada momento y que, globalmente, provoca una anulación mutua, de forma que el cuerpo material se encuentra en equilibrio electromagnético con una carga magnética igual a cero.

Pero si un potente campo magnético externo actúa sobre el protón, el pequeño imán (protón en movimiento de espín), al igual que una aguja imantada se alinea con el campo magnético terrestre, se alineará inmediatamente con las líneas de fuerza del campo magnético externo, de forma que su vector de espín dejará de señalar una dirección aleatoria y lo hará en sentido paralelo al campo magnético externo.

### MOVIMIENTO DE PRECESIÓN

**E**n realidad, la posición del vector magnético del espín no quedará exactamente paralela a las líneas del campo magnético, sino que efectuará un movimiento de giro alrededor de la dirección del campo magnético, de tipo cónico, con su punta y vértice en el protón, igual que una peonza girando, movimiento que se define como movimiento de precesión. En resumen, hay un movimiento de espín y un «movimiento (nuevo) de precesión». El ángulo de precesión viene determinado por las leyes de la mecánica cuántica y es exactamente de  $54,7^\circ$  e independiente del núcleo atómico de que se trate. En cambio, la frecuencia a la que se efectúa el movimiento de precesión, denominada «frecuencia de precesión», es diferente y característica para cada núcleo atómico en particular y depende además de la intensidad del campo magnético.

### ORIENTACIÓN PARALELA Y ANTIPARALELA

**L**a misma mecánica cuántica determina que existen dos niveles energéticos nucleares, uno de baja energía y otro de alta. También indica que los protones pueden situarse en cualquiera de dichos niveles energéticos, el inferior, denominado «paralelo», y el superior o «estado antiparalelo».

A la temperatura del cuerpo humano y con los campos magnéticos utilizados, predominan de forma ligera los protones en estado paralelo (0,3-1 por millón). Este equilibrio no es estático, sino que los protones están continuamente cambiando de estado, aunque la relación paralelos/antiparalelos permanezca constante.

## MAGNETIZACIÓN NETA

La mayoría de los protones se encuentran precesando en sentido paralelo y una pequeña cantidad en sentido antiparalelo, por lo que el vector resultante queda orientado en sentido paralelo al campo magnético externo ( $B_0$ ) y su valor o intensidad depende de la diferencia entre el número de protones orientados en sentido paralelo y el número de protones orientados en sentido antiparalelo, recibiendo el vector final resultante el nombre de «vector neto de magnetización» ( $M$ ). Lo más importante de todo esto es recordar que la magnetización neta de cualquier elemento de volumen está en relación con la densidad de núcleos contenida en el mismo. Otra cosa básica es que, a mayor campo magnético externo, mayor diferencia entre el número de protones orientados en sentido paralelo y el número de protones orientados en sentido antiparalelo, luego mayor valor de  $M$ , es decir, mayor señal, ya que de  $M$  depende precisamente la base para crear imagen en resonancia.

## CAMPO MAGNÉTICO NUCLEAR

El movimiento de espín (cargas eléctricas en movimiento) genera alrededor de los protones un microcampo magnético que, si bien no tiene influencia sobre un global grande de volumen, por problemas de anulación entre esos protones de forma similar a la producida entre los protones orientados en sentido paralelo y antiparalelo, posee importancia capital y resulta importante recordar molecularmente. Estos microcampos magnéticos alteran los microcampos vecinos en dependencia del tipo de molécula de que se trate, fenómeno que se conoce como «interacción espín-espín».

## DEFINICIÓN DE RESONANCIA

Científicamente el fenómeno físico de la resonancia se define como la capacidad de determinados núcleos atómicos, siempre con número impar de electrones y/o protones, de absorber selectivamente energía electromagnética de radiofrecuencia (RF) si se les coloca previamente bajo la influencia de un potente campo magnético.

## FRECUENCIA DE PRECESIÓN (LEY DE LARMOR)

El núcleo de hidrógeno precesa a una velocidad (o frecuencia) característica a su naturaleza y en dependencia del campo magnético externo al que se ve sometido, todo ello perfectamente regulado por la ecuación de Larmor:  $f_p = \gamma B_0$ , donde  $f_p$  es la frecuencia de precesión (en Mhz), y la constante giromagnética nuclear (típica para cada núcleo, ya que depende de su carga/masa y cuyo valor es 42,5 Mhz/T para el hidrógeno) y  $B_0$  la intensidad del campo magnético. La frecuencia de precesión es directamente proporcional a la intensidad del campo magnético generado por el imán externo.

## RADIOFRECUENCIA

El núcleo de hidrógeno o protón se encuentra precesando dentro de un campo magnético externo potente. Para conseguir que entre en resonancia es necesario aplicar una fuente de energía externa capaz de producir y transmitir la energía selectiva al núcleo de hidrógeno. Si el núcleo de hidrógeno precesa exactamente a una frecuencia de 42,5 Mhz en un campo magnético de 1 Tesla (T), la fuente de energía que hay que utilizar debe emplear exactamente esa frecuencia, ya que sólo así se le transmite energía al protón. Si se está trabajando con un imán de 1 T, se necesita un emisor de frecuencias orientado hacia el protón que emita exactamente a una frecuencia de 42,5 Mhz, que se denomina «emisor de radiofrecuencia» (porque es la banda de frecuencias a la que emite la radio). Dado que la duración de la emisión es sumamente rápida (microsegundos) y en forma de pulsos de frecuencia, se habla, correctamente, de «pulsos de radiofrecuencia».

## EXCITACIÓN NUCLEAR POR RADIOFRECUENCIA

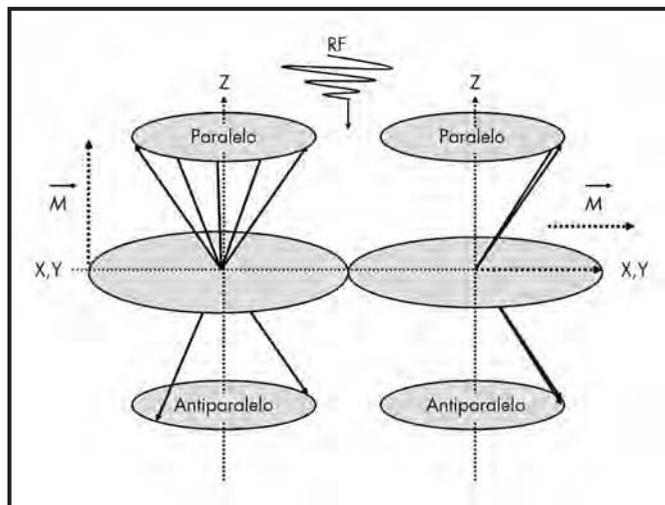
### Ángulo de inclinación (*flip angle*) y movimiento de nutación

Tenemos un campo magnético externo potente, un protón sometido al mismo, alineado y precesando a una frecuencia constante ( $H_2 = 42,5$  Mhz), y una fuente de RF para enviarle energía a través de un emisor denominado «antena».

Cuando se emite un pulso de RF exactamente igual al de la frecuencia de precesión del protón, éste entra en resonancia, es decir, absorbe energía de la señal de RF recibida, lo que provoca que la magnetización se aparte de su alineación respecto al eje  $z$  (longitudinal) un ángulo alfa, proporcional al pulso recibido y exactamente ajustable de antemano. Este movimiento de separación de la alineación que la magnetización del protón efectúa se denomina «movimiento de nutación» y el ángulo alfa es el «ángulo de inclinación del vector de magnetización» (ángulo de nutación o *flip angle*). Este fenómeno se produce porque parte de los protones que componen un vóxel de materia, al absorber la energía externa, pasan del estado paralelo al antiparalelo, lo que provoca que la componente del vector de magnetización sobre el eje  $z$  (componente longitudinal) se reduzca y pueda incluso llegar a ser cero (equilibrio entre protones paralelos y antiparalelos).

Simultáneamente se produce otro fenómeno, inherente a este aporte energético, que consiste en un refase del movimiento de precesión, ya que todos los núcleos que responden al pulso de RF entran en resonancia al unísono, es decir, de forma coherente. Esta coherencia de respuesta a la señal de RF es la que motiva que, paralelamente al acortamiento del vector en sentido longitudinal ( $z$ ), se produzca un crecimiento del vector que se proyecta sobre el plano transversal ( $x, y$ ). Se dice que los protones (o núcleos) están en fase.

Este proceso se denomina, en conjunto, «excitación por pulso de radiofrecuencia» (Fig. 3.1).



**Figura 3.1.** Excitación por pulso de radiofrecuencia. El vector longitudinal (z) se reduce o anula y la coherencia de precesión induce la aparición del vector de magnetización transversal (x, y).

## RELAJACIÓN NUCLEAR

Cuando cesa el pulso de RF comienza, en realidad, la relajación nuclear.

El volumen de protones ha adquirido energía desde el exterior a través del pulso de RF y cuando cesa el mismo debe desprenderse de ella (para volver al equilibrio electromagnético)<sup>2</sup>. Este reenvío energético lo hace por dos mecanismos que, aunque suceden de forma simultánea, se ven aquí por separado.

El conjunto de dicha liberación energética es lo que conocemos con el nombre de «relajación nuclear».

## RELAJACIÓN LONGITUDINAL (T1)

El proceso de relajación precisa la existencia de estructuras materiales alrededor del núcleo excitado a los que pueda transferir el exceso de energía que le ha conferido el pulso de RF. Globalmente, las estructuras circundantes al núcleo excitado reciben el nombre de «red, plasma o medio» y tienen una composición muy variable que hace que la relajación nuclear se produzca de forma diferente. El medio influye de dos formas en el comportamiento de los núcleos excitados del vóxel: por un lado, existe la necesidad de transmitir la energía sobrante de los núcleos excitados, lo que se verá dificultado, en mayor o menor grado, según la composición molecular del medio que les rodea (esto significa que el medio dará mayor o menor facilidad a la liberación energética); y por otro lado, está la influencia del medio, básicamente de los núcleos adyacentes, que, mediante su propio campo magnético nuclear, interfieren sobre la coherencia (fase) de la señal de los núcleos excitados<sup>1</sup>. Al grado de dificultad para la cesión del exceso energético al medio circundante se le denomina «interacción espín-red, interacción espín-látex o interacción espín-plasma» y la forma en la que se realiza la relajación (liberación energética) nuclear se llama «relajación espín-medio o espín-red o tiempo de relajación T1».

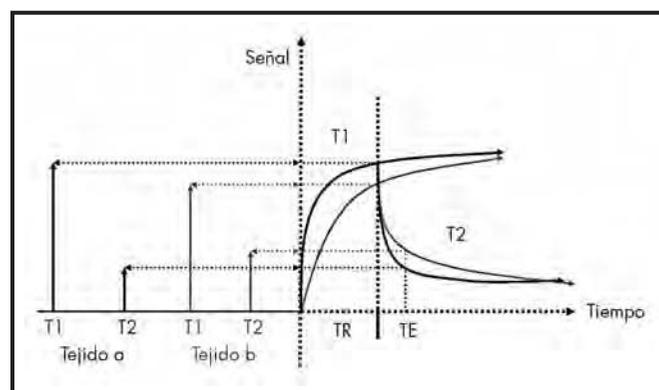
En el momento en el que cesa el pulso de RF comienza la fase de relajación a fin de eliminar la energía sobrante por parte de los núcleos que han girado 90°. Progresivamente, a medida que los núcleos pueden ceder su energía sobrante al medio circundante, los protones orientados en sentido antiparalelo vuelven a la posición paralela (Fig. 3.1).

Cuanto más uniforme sea el medio circundante, más coherente y uniforme será la liberación energética. Por otro lado, dicha liberación dependerá en gran parte de la movilidad de las moléculas circundantes. Así, si el medio es agua (más o menos pura), la relajación es coherente y muy lenta porque las moléculas del agua, debido a su movilidad, aceptan con dificultad el intercambio energético. De ello se puede deducir que el agua tiene un tiempo de relajación longitudinal largo o, lo que es lo mismo, un tiempo de relajación T1 largo; y viceversa, si el medio es uniforme pero poco móvil, por ejemplo las macromoléculas o la grasa, el intercambio energético será menos coherente, pero, sobre todo, mucho más rápido, por lo que la grasa, por ejemplo, tiene un tiempo de relajación longitudinal corto o un T1 corto<sup>2, 4</sup>.

## RELAJACIÓN TRANSVERSAL (T2)

Los núcleos del medio que rodean a los protones precesando en fase tras el pulso de RF a través de los microcampos magnéticos influyen sobre éstos, a lo que hay que añadir la influencia sobre los mismos de las faltas de homogeneidad del campo magnético externo  $B_0$ . Esto hace que tras el cese del pulso de RF se produzca una progresiva pérdida de la coherencia de precesión sobre el plano (x, y) o desfase, de tal forma que unos protones precesarán más lentamente que otros (dependiendo de la influencia de los vecinos y de la variación local del campo magnético externo). Por lo tanto, cuanto más homogéneo es el campo y menor la influencia de los vecinos, más coherente será el retorno del vector de magnetización a su posición inicial. Dado que esto es posible tan sólo en un ambiente puro y las moléculas vecinas son de diferente tipo, lo que se produce en realidad es una relajación asincrónica o incoherente.

Cuanto más homogéneo es el medio, más sincrónica resulta la relajación y cuanto más uniforme es el campo magnético, también



**Figura 3.2.** Gráfica señal/tiempo de la relajación longitudinal (T1) y transversal (T2) de dos tejidos (a/b) hipotéticos. Obsérvese que el tejido (a) tiene mayor señal T1 que el tejido (b) pero menor señal T2 en función de los valores TR y TE escogidos.

más sincrónica resultará. Al conjunto de fuerzas que actúan sobre la coherencia en la relajación lo denominaremos interacción espín-espín.

Cuando la relajación transversal depende únicamente de las interacciones espín-espín de los núcleos vecinos, sin tener en cuenta las faltas de homogeneidad del campo magnético externo, hablamos de un «tiempo de relajación transversal T2», pero si además se añade la falta de homogeneidad del campo magnético externo, se trata de T2\*<sup>1, 2, 4</sup>.

Traducido a nivel gráfico, este hecho significa, lógicamente, que el T2\* es siempre más corto que el T2, ya que las dos influencias (campo magnético de núcleos vecinos y campo magnético externo oscilante) provocan una pérdida de la coherencia más rápida.

También las moléculas móviles en un medio homogéneo (agua) pierden la coherencia con mayor uniformidad y más lentamente, de lo que se puede concluir que el agua tiene un tiempo de relajación transversal largo o, lo que es lo mismo, un T2 largo, mientras que la grasa (por ejemplo) lo tendrá más corto debido a una mayor influencia de los campos magnéticos vecinos y más fácil cesión de la energía sobrante.

## CAÍDA LIBRE DE LA INDUCCIÓN (FID)

Una corriente eléctrica es capaz de crear un campo magnético, y viceversa, un campo magnético variable puede inducir una corriente eléctrica, algo que se puede medir colocando una antena receptora con su dirección de máxima captación perpendicular al eje longitudinal del campo magnético externo<sup>4, 6</sup>.

El vector de magnetización neta (M) que se encuentra precesando de forma coherente sobre el eje transversal (x, y) tras la aplicación del pulso de RF traza un círculo que se acerca y aleja de la antena receptora perpendicular y, a medida que la magnetización transversal se va perdiendo y la longitudinal se va recuperando, traza un cono progresivamente menor que llega a su fin cuando toda la magnetización transversal se ha perdido y toda la longitudinal se ha ganado. La corriente eléctrica inducida por este movimiento se registra en la antena receptora en forma de una sinusoide amortiguada decreciente que recibe el nombre de FID (caída libre de la inducción o *Free Induction Decay*) y que representa la base de la imagen de la RM. Esta FID del vóxel induce una corriente en la antena receptora (del orden de microvoltios) que puede ser procesada y transformada en imagen.

### Curva T2, efecto T2 y T2\*

Tras cada pulso de RF sobre el vóxel se produce el desplazamiento del vector de magnetización neta del plano longitudinal (z) al transversal (x, y) (pulso de 90°) y, al cesar el pulso de RF, se produce una pérdida de la magnetización transversal y la recuperación de la magnetización longitudinal. La pérdida de la magnetización transversal se debe a la progresiva pérdida de coherencia de los protones procesando (x, y) tras el pulso de RF. Esta pérdida de coherencia o desfase está influida por los microcampos magnéticos de los núcleos vecinos, así como por las faltas de homogeneidad del campo magnético externo. En su momento se denominó a este fenómeno «interacción espín-espín». De ambos factores hay uno, la falta de homogeneidad del campo magnético externo, que

se puede corregir; el segundo, las interacciones con las moléculas vecinas, se produce a escala atómica. Es imposible de controlar pero se puede presumir que será constante, ya que la misma molécula vecina al vóxel producirá siempre la misma influencia. Al conjunto de las interacciones espín-espín, responsables de la pérdida de coherencia en la precesión de los protones excitados se le denomina «efecto T2»<sup>1, 2, 4, 5</sup>.

Cuando no se tienen en cuenta las faltas de homogeneidad del campo magnético externo o no se corrigen, debido a las oscilaciones del mismo, el desfase de los protones en precesión será, evidentemente, muy superior, lo que condicionará que la envolvente amortiguada de la FID será más corta y con menor amplitud. Esta nueva envolvente, muy parecida a la anterior pero más acusada es la llamada «T2\*»<sup>3, 4</sup>. Por lo tanto, T2\* es la constante del decrecimiento de la magnetización transversal cuando ésta está afectada por las faltas de homogeneidad del campo magnético externo.

## RELAJACIÓN LONGITUDINAL Y TIEMPO DE REPETICIÓN

### ¿De qué depende la relajación longitudinal o T1?

La capacidad de liberación energética del vóxel excitado por un pulso de RF a su entorno o interacción espín-red depende gráficamente del retorno a la posición paralela de los núcleos situados en posición antiparalela y de la recuperación del vector de magnetización que se extiende sobre el eje z. Si en lugar de un solo pulso de RF se emiten varios, separados entre sí un tiempo determinado t, ajustando dicho tiempo se puede llegar a conseguir que la relajación longitudinal sea diferente para distintos tejidos, ya que los tejidos con un T1 más largo no habrán tenido ocasión de llegar a la relajación longitudinal total, por lo que, al recibir un nuevo pulso de RF, tendrán menor cantidad de núcleos relajados disponibles para recibir el siguiente pulso de radiofrecuencia, por lo que emitirán menor señal que la procedente de los tejidos con mayor número de protones relajados dispuestos a ser excitados de nuevo. El valor de t que separa los pulsos de RF recibe el nombre de «tiempo de repetición» o TR. Cuanto menor es el TR, menor el número de núcleos que habrán podido relajarse y menor señal, lo que siempre está relacionado con la facilidad de relajación de un tejido determinado. Si se emplea un TR fijo entre los pulsos de RF, un tejido con un T1 corto tendrá mayor señal que un tejido con un T1 largo, pues poseerá más protones disponibles, relajados, dispuestos a recibir el siguiente pulso de RF.

## RELAJACIÓN TRANSVERSAL Y TIEMPO DE ECO

La relajación transversal o T2 depende de la pérdida de coherencia en la precesión de los núcleos excitados por un pulso de RF precesando sobre el plano transversal (x, y), causada por la interacción espín-espín de los núcleos vecinos mediante su microcampo magnético y las faltas de homogeneidad del campo magnético externo. El tiempo que transcurre entre que se envía el pulso de RF y se recoge la señal de los núcleos excitados al relajarse se denomina «tiempo de eco» (TE). El registro de las FID, sin com-

pensar la falta de homogeneidad del campo magnético externo, es, en realidad, un T2\*. Cuanto mayor sea la interacción espín-espín (en general), más rápida será la pérdida de la coherencia y más corto el T2 (o T2\*). En consecuencia, en dos tejidos con T2 diferentes en un tiempo TE determinado, aquél que más lentamente pierda la coherencia tendrá una señal más duradera. Cuanto más corto sea el TE, mayor señal en T2, o cuanto más largo el T2 de un tejido, mayor señal a un TE determinado<sup>6</sup>.

## IMAGEN POTENCIADA EN T1

No existen imágenes T1 ni imágenes T2. La relajación transversal (T2) se realiza paralelamente a la recuperación de la magnetización longitudinal (T1), es decir, absolutamente todas las imágenes obtenidas mediante RM llevan inherentes un componente T1 y otro T2. Precisamente en la selección de los parámetros de exploración radica la posibilidad de que una imagen tenga un predominio de T1 (potenciada en T1) o de T2 (potenciada en T2) o la combinación adecuada de ambos (potenciada en densidad protónica).

Tomando como ejemplo las curvas T1 y T2 de uno o dos tejidos diferentes en función del TR y el TE se observa lo que sucede en un gráfico que indique la intensidad de señal en función del tiempo (Fig. 3.2).

Si el TR escogido es el adecuado para que dos tejidos con T1 diferente difieran al máximo en su señal (flecha), puesto que la relajación longitudinal es distinta para ambos, y el TE es lo suficientemente corto para que aún no se haya manifestado la diferencia en T2 entre ambos (no han podido perder suficiente coherencia de fase), se obtiene una imagen potenciada en T1<sup>2</sup>.

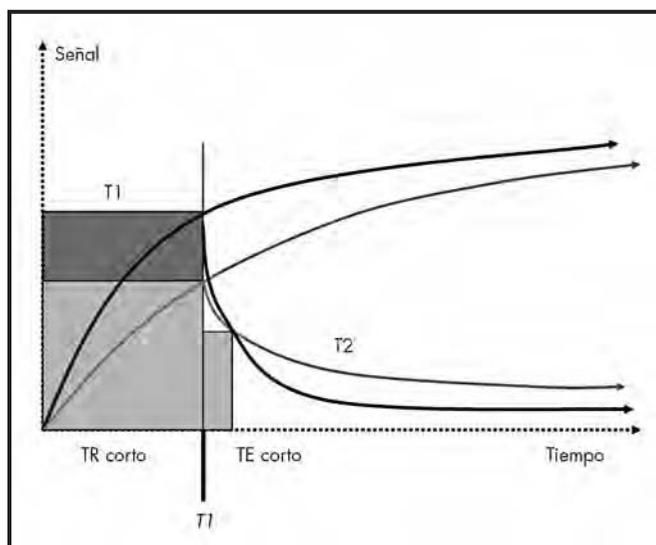
Es decir, las imágenes potenciadas en T1 (sobretudo en las secuencias fundamentales) se obtienen mediante un TR y un TE cortos<sup>6</sup>.

## IMAGEN POTENCIADA EN DENSIDAD PROTÓNICA

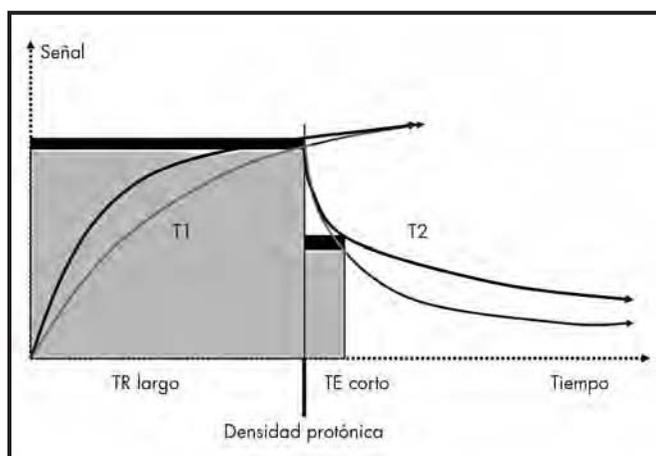
Si se observa la gráfica de intensidad de señal en función de los tiempos TR y TE se va alargando progresivamente el TR, sin modificar prácticamente el tiempo TE. La relajación longitudinal entre los dos tejidos diferentes se irá completando (acercándose progresivamente al valor inicial) y el efecto sobre la señal del tiempo de relajación T2 será mínimo, dado que se está empleando un TE corto, por lo que la imagen resultante dependerá, fundamentalmente, de la cantidad (o densidad) de protones existentes en el vóxel, motivo por el que se obtendrá una imagen potenciada en densidad protónica<sup>2</sup> (a pocos protones, poca señal, y a gran cantidad de protones, mucha mayor señal). En consecuencia, las imágenes potenciadas en densidad protónica obtenidas mediante secuencias estándar se caracterizarán por tener un TR largo y un TE corto (Figs. 3.3 y 3.4).

## IMAGEN POTENCIADA EN T2

Si se mantiene constante el TR y se alarga el TE de una secuencia, si el TR es largo (la relajación longitudinal para ambos tejidos con T1 diferente ya no dependerá intrínsecamente de su



**Figura 3.3.** Imagen potenciada en T1 en función de los tiempos de repetición y de eco (gráfica señal/tiempo).

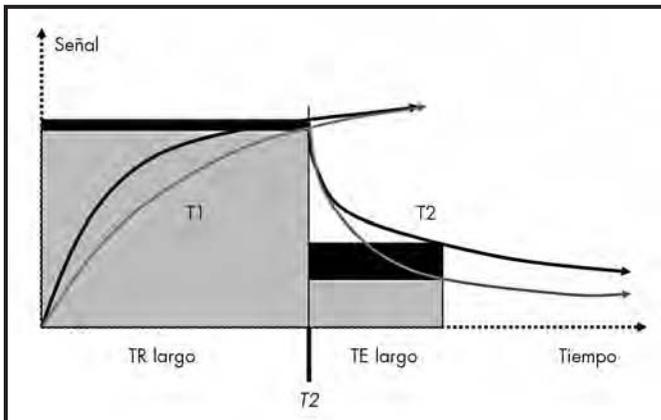


**Figura 3.4.** Relación tiempo de repetición/tiempo de eco en imágenes potenciadas en densidad protónica (gráfica señal/tiempo).

valor T1, sino de la densidad de protones existente) y si se alarga progresivamente el TE, la diferencia entre los valores T2 de ambos tejidos empezará a manifestarse, ya que el tejido con un T2 más corto se desfilará con mayor rapidez que el tejido con un T2 más largo (mayor caída de la gráfica exponencial decreciente) y las diferencias entre ambos se manifestarán por una mayor diferencia de señal (es inversamente proporcional a su valor T2)<sup>2</sup>. Por lo tanto, con un TE adecuado (largo), se puede obtener una imagen potenciada en T2, ya que será este valor el que dará la diferencia de señal entre ambos tejidos. Se obtendrá una imagen potenciada en T2 cuando el TR y el TE sean largos (Figs. 3-5). Si se alarga demasiado el TE, la caída de la señal será tal, que prácticamente no se podrá diferenciar del ruido de fondo existente.

Para resumir:

- TR corto/TE corto: imagen potenciada en T1.
- TR largo/TE corto: imagen potenciada en densidad protónica.
- TR largo/TE largo: imagen potenciada en T2.



**Figura 3.5.** Imagen potenciada en T2. Diferencias de señal en función de los tiempos de repetición y de eco.

Puesto que básicamente las imágenes que se obtienen en RM se basan en la señal procedente de los protones de hidrógeno, éstos se encuentran fundamentalmente en dos formulaciones químicas diferentes. Por un lado están los protones de hidrógeno de los radicales (-OH) acuosos y por otro los de los radicales (-CH<sub>3</sub>) incluidos en las moléculas lipídicas. Ambos hidrógenos, debido a los efectos T<sub>2</sub> de su entorno y su situación, no precesan exactamente igual dentro de un mismo campo magnético externo potente y homogéneo<sup>5</sup>. Basándose en este hecho, existe la posibilidad de enviar pulsos de RF de una amplitud determinada que produce dos picos muy próximos de señal, correspondientes a unos y a otros (por ser los más frecuentes), a los que se puede ajustar posteriormente la emisión de RF, de tal forma que se puede potenciar la señal de las moléculas acuosas en detrimento de las lipídicas, y viceversa<sup>1</sup>.

### Valores T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> y DP de los tejidos

Se ha visto hasta aquí que el comportamiento de la materia orgánica sometida a un campo magnético externo potente y excitada por pulsos de RF responde liberando la energía «recibida» en función de los parámetros de relajación longitudinal ( $z$ / T<sub>1</sub>) y transversal ( $x, y$ /T<sub>2</sub>), que se producen simultáneamente y que son medibles (FID), potenciándose la imagen en un sentido u otro en dependencia de los parámetros de TR y TE escogidos. La señal medida es la procedente de los núcleos de hidrógeno, que liberan su energía según la composición de la materia orgánica en la que se encuentren y según la influencia del entorno sobre ellos.

Los núcleos de hidrógeno pueden formar parte de un medio acuoso (predominio de iones -OH) o «no acuoso» (predominio de iones -CH<sub>3</sub>). A partir de aquí se puede deducir el comportamiento aproximado de los principales tejidos orgánicos en RM (es decir, sus valores relativos de T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> y densidad)<sup>4</sup>.

El agua libre, dada su movilidad, tiene muchas dificultades en liberar su energía y además esta liberación es muy lenta, motivo por el que tendrá un T<sub>1</sub> y un T<sub>2</sub> largos. La concentración protónica es asimismo muy elevada, motivo por el que emitirá una señal intensa en las imágenes potenciadas en densidad. A medida que el agua libre se encuentre fijada a macromoléculas, su T<sub>1</sub> irá disminuyendo en dependencia de la proporción agua libre/agua ligada. En el extremo contrario está el hueso cortical, pobre en hidrogeniones, densamente trabados por el calcio, con mucho aire entre las finas trabéculas óseas, material cálcico que provoca graves disturbios micromagnéticos (espín-espín elevado), luego su T<sub>2</sub> será muy corto (negro), su densidad muy pobre (negro) y su T<sub>1</sub> muy largo (negro) debido a la dificultad de cesión energética<sup>1</sup>.

La grasa (genéricamente hablando), formando parte de moléculas de tamaño intermedio o de macromoléculas, se comportará según su composición, es decir, cuanto menor sea la molécula, más fácilmente se producirá la liberación energética, más corto resultará el T<sub>1</sub>, luego mayor señal. En las moléculas de mayor tamaño la relajación longitudinal es más lenta por una mayor dificultad de liberación energética. Asimismo la grasa sufre mayores efectos T<sub>2</sub> (espín-espín), por lo que su relajación transversal será menos coherente y más rápida, por lo que adopta una posición intermedia en el T<sub>2</sub> (gris). De todas formas la grasa es un tejido de referencia cuya señal puede ser modificada según la secuencia y los parámetros que se empleen; puede llegar a ser desde hiperintensa hasta quedar anulada sin dar señal alguna<sup>7</sup>.

La señal de RM de la imagen final se basa en el comportamiento de los iones acuosos del hidrógeno (-OH) y la respuesta de su señal en los tejidos dependerá de la proporción agua libre/agua ligada. El agua extracelular suele ser libre, mientras que la intracelular normalmente está ligada.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Wehrl FW. Chapter 2 Contrast Development and Manipulation in MR Imaging. En: Atlas SW, editor. Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine, 2<sup>nd</sup> ed. New York: Raven Press; 2002. p. 33-58.
2. Gill J. 16 Curso de Introducción biofísica a la Resonancia Magnética. 2001 Capítulo 5.
3. Harms SE, Morgan TJ, Yamanashi WS, Harle TS, Dodd GD. Principles of nuclear magnetic resonance imaging. Radiographics. 1984; 4: 26-43.
4. Horowitz AL. MRI Physics for Radiologists: A visual approach. En: Horowitz AL. 2<sup>nd</sup> ed. New York: Springer-Verlag; 1995. p. 3-187.
5. Mansfield P, Pykett IL. Biological and Medical Imaging by NMR. J Magn Reson. 1978; 29: 355-373.
6. Nitz WR, Reimer P. Contrast Mechanisms in MR Imaging. Eur Radiol. 1999; 9: 1032-1046.
7. Zauner M. Del protón a la imagen. Introducción a la Física de la Resonancia Magnética. Madrid: Siemens; 2000.

# 4

## Formación y reconstrucción de la imagen

Jaume Gilí Planas

### SELECCIÓN DEL PLANO TOMOGRÁFICO

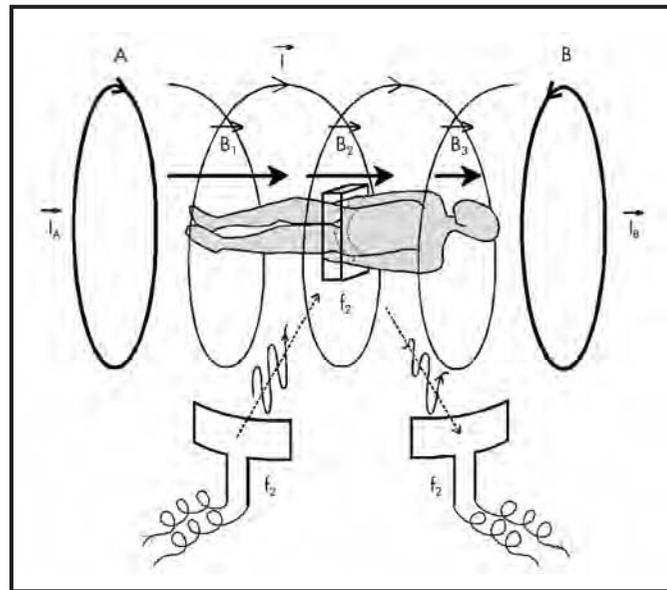
Una de las grandes ventajas que aporta la resonancia magnética (RM) como método de imagen es la posibilidad de obtener de forma directa una imagen tomográfica en cualquier plano del espacio mediante la acción de los gradientes magnéticos.

Si el campo magnético dentro del imán fuese uniforme, todos los núcleos absorberían la energía de radiofrecuencia (RF) a la misma frecuencia. Para lograr una excitación selectiva por planos hay que instaurar un gradiente magnético en la dirección perpendicular a los planos elegidos.

En la RM la forma más usual de crear los gradientes magnéticos es mediante pares de bobinas recorridas por corrientes continuas en sentidos contrarios. Suponiendo (Fig. 4.1) que el paciente se encuentre en decúbito supino dentro del imán, colocando un par de bobinas en los extremos del imán se crea un gradiente craneocaudal a lo largo del paciente. Cada plano axial percibe un campo magnético distinto y por tanto cada plano tiene una frecuencia de resonancia distinta. En este caso la dirección craneocaudal se conoce como «eje z o eje de selección del plano», ya que para obtener una imagen axial sobre un plano seleccionado se envía el pulso de RF a la frecuencia de resonancia marcada por la ley de Larmor. Los otros planos no se excitan al no tener la misma frecuencia de resonancia. Para obtener una imagen tomográfica de otro plano axial basta con cambiar la frecuencia de emisión sin tener que desplazar al paciente.

De la misma forma, colocando una bobina en la parte anterior del paciente y otra en la parte posterior se logra establecer un gradiente magnético anteroposterior y por lo tanto una codificación de frecuencias que proporcionará planos coronales. Por último, creando un gradiente de derecha a izquierda se consiguen planos sagitales.

Mediante tres pares de bobinas que crean gradientes magnéticos en las tres direcciones del espacio, se pueden lograr no solamente imágenes transversales, sagitales o coronales, sino que seleccionando en la consola del operador una determinada orientación, el ordenador enviará al conjunto de bobinas las intensidades de corriente adecuadas para crear un gradiente magnético perpendicular a la orientación seleccionada. En cada punto el valor del campo



**Figura 4.1.** Selección del plano tomográfico. Las dos bobinas A y B recorridas por corrientes continuas en sentidos contrarios crean un gradiente magnético en dirección craneocaudal. Cada plano axial (en la posición de la figura) percibe un campo magnético distinto y por tanto sus núcleos precesarán por planos a frecuencias distintas. Si se requiere excitar el plano que por la existencia del gradiente está bajo el campo  $B_2$ , se le envía un pulso a la frecuencia  $f_2 = (\gamma/2\pi) B_2$ . Los otros planos no serán excitados al precesar a frecuencias distintas.

magnético es la suma vectorial del principal creado por el bobinado del imán, más los creados por los tres pares de bobinas. El conjunto de las tres bobinas de gradientes, en los imanes de cuerpo entero, está colocado dentro del cilindro que contiene el conductor que crea el campo magnético principal formando el llamado «cilindro de gradientes», dentro del cual se coloca la antena emisora de cuerpo y dentro al paciente.

Los gradientes magnéticos de selección del plano tomográfico se activan únicamente cuando hay que depositar los pulsos de radiofrecuencia, se desconectan de forma automática inmediatamente tras la selección del plano y se procede a la obtención de la señal de relajación, que como se ve más adelante tiene que ser codificada

espacialmente mediante el establecimiento de nuevos gradientes a lo largo de los lados del plano elegido, lo que implica que la entrada y salida de los gradientes se realice en microsegundos y por tanto los pulsos de gradiente producen una variación del campo magnético muy rápida, induciendo fuerzas electromotrices que dan lugar a vibraciones sónicas audibles que originan el típico ruido de los gradientes.

El establecimiento de un gradiente magnético implica que en el plano seleccionado enviando un pulso de RF, en el espacio ocupado por los vóxeles que configuran ese plano exista una variación de frecuencias. Por tanto cada vóxel está determinado por un intervalo de frecuencias centrado alrededor de una frecuencia media de resonancia (frecuencia de la portadora). Cuando se envía el pulso excitador lleva implícito una amplitud de banda alrededor de la frecuencia de la portadora, que cubre todo el intervalo del vóxel.

El grosor del plano de corte puede regularse mediante el ancho de banda del pulso excitador o variando el gradiente. Pero la forma habitual es manteniendo la amplitud del pulso de RF y variando el valor del gradiente (la pendiente de  $G_z$ ), lo que se realiza simplemente modificando las intensidades de las corrientes eléctricas que discurren por las bobinas (Fig. 4.2). El valor máximo alcanzable por los gradientes  $G_{m\acute{a}x}$  fija el grosor mínimo del corte.

Los gradientes están activados muy poco tiempo, lo que permite que durante la relajación del plano y dentro del tiempo de obtención de la secuencia puedan ser activados otros planos con otros valores de gradiente, lo que posibilita otras orientaciones en el espacio, con lo que hay una técnica multiplanar y a su vez multidireccional dentro de una misma adquisición. Esta capacidad se utiliza para obtener al inicio de la exploración imágenes rápidas en las tres direcciones del espacio que facilitan el centrado, la orientación y las dimensiones del campo de visión (FOV) que se va a utilizar adaptándose a la posición en la que se ha colocado al paciente (Fig. 4.3).

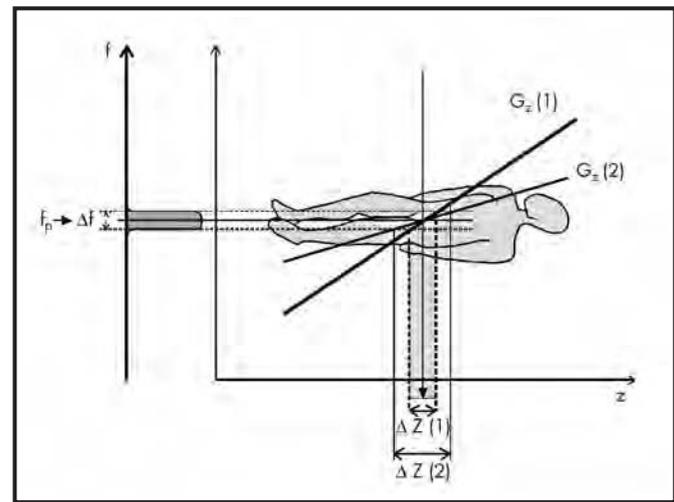
## CODIFICACIÓN ESPACIAL DE LA SEÑAL DE RELAJACIÓN

Una vez realizada la excitación selectiva del plano y cerrado el gradiente de selección del plano  $G_z$ , empieza la relajación de los núcleos induciéndose en la antena receptora una señal eléctrica

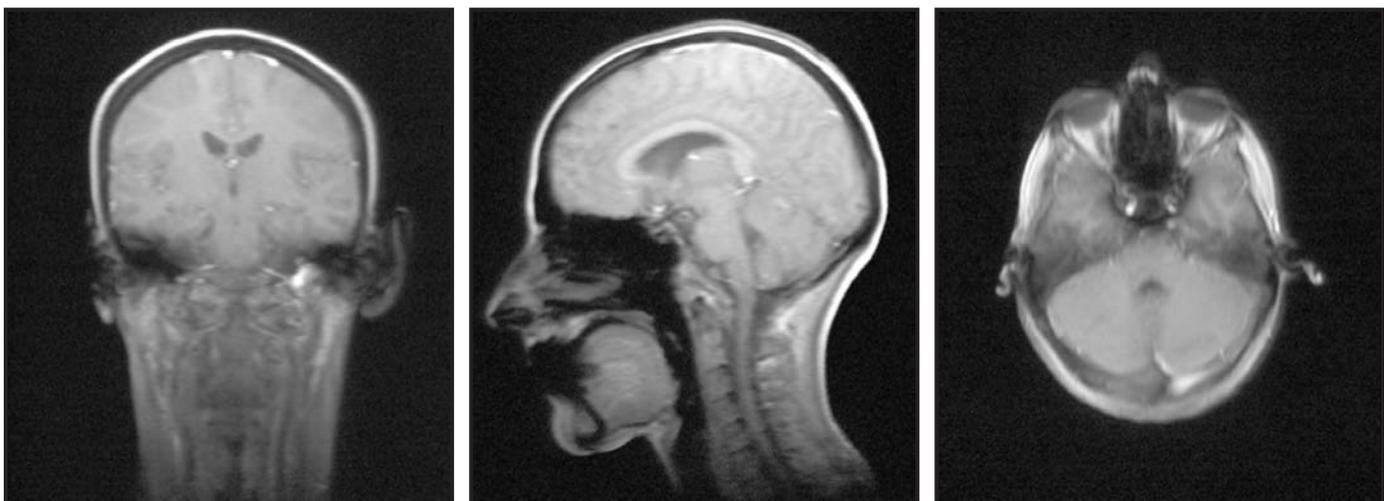
(señal del eco). Esta señal proviene de todos los vóxeles del plano. Para obtener la imagen es necesario un proceso que permita individualizar la señal de cada vóxel. Para ello es preciso obtener multitud de ecos, cada uno previamente a su captación se diferenciará mediante una codificación en frecuencia y en fase. Una vez acumulado suficiente número de ecos se procede a un proceso matemático que permitirá identificar individualmente la señal que procede de un vóxel determinado, asignándole un valor cromático; de esta forma se construye la imagen.

### Codificación de fase

Después de que los núcleos hayan absorbido el pulso de emisión de RF, una vez cerrado el gradiente de selección del plano ( $G_z$ ), los distintos núcleos del plano están en fase, a la frecuencia



**Figura 4.2.** El pulso de la emisión de radiofrecuencia viene determinado por un ancho de banda de la emisora ( $\Delta f$ ) centrada alrededor de la frecuencia de resonancia (frecuencia de la portadora:  $f_p$ ). Si se mantiene la misma amplitud del pulso de radiofrecuencia excitador  $\Delta f$ , al aumentar el gradiente (aumentar la pendiente de la variación del campo magnético con la distancia  $z$ ) [pasar de  $G_z(2)$  a  $G_z(1)$ ], se disminuye el grosor del plano tomográfico [ $\Delta Z(1) < \Delta Z(2)$ ].



**Figura 4.3.** Imágenes rápidas en las tres direcciones del espacio obtenidas en una misma secuencia al comenzar a planificar una exploración aprovechando la capacidad mutidireccional de los gradientes.

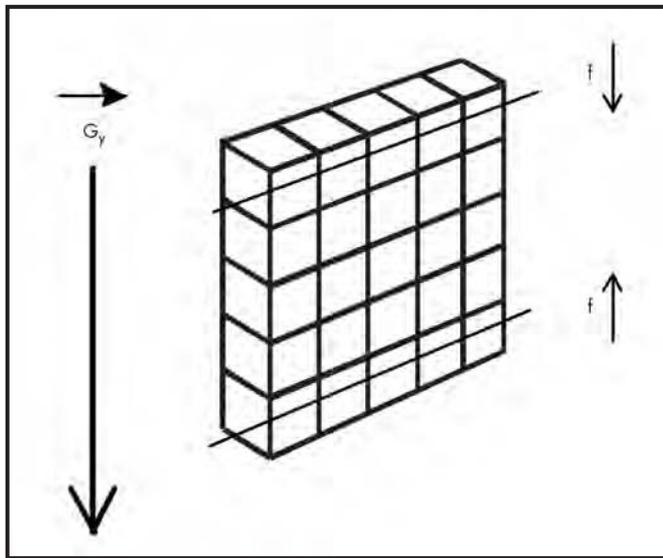
que corresponde al campo magnético. Para empezar la codificación de la señal, se abre en primer lugar un gradiente a lo largo de uno de los lados ( $G_y$ ) (Fig. 4.4). Por filas perpendiculares a la dirección del gradiente, todos los núcleos de la misma fila perciben la misma frecuencia, determinada de nuevo por la ley de Larmor. Los núcleos situados en la fila con un campo magnético mayor se relajan a una frecuencia mayor, por lo que se adelantan en fase respecto a los núcleos de la fila que perciben un campo magnético menor.

El gradiente  $G_y$  se aplica durante cierto tiempo ( $t_y$ ). Cuando se cierra, los núcleos estarán desfasados. La fila que percibía un campo magnético mayor presentará un desfase mayor. Al cerrar el  $G_y$  los núcleos continuarán procesando a la frecuencia del campo magnético principal pero conservando el desfase que depende de la fila. Se ha producido una codificación espacial de la fila por la fase. Al gradiente  $G_y$  se le denomina «gradiente de codificación de fase».

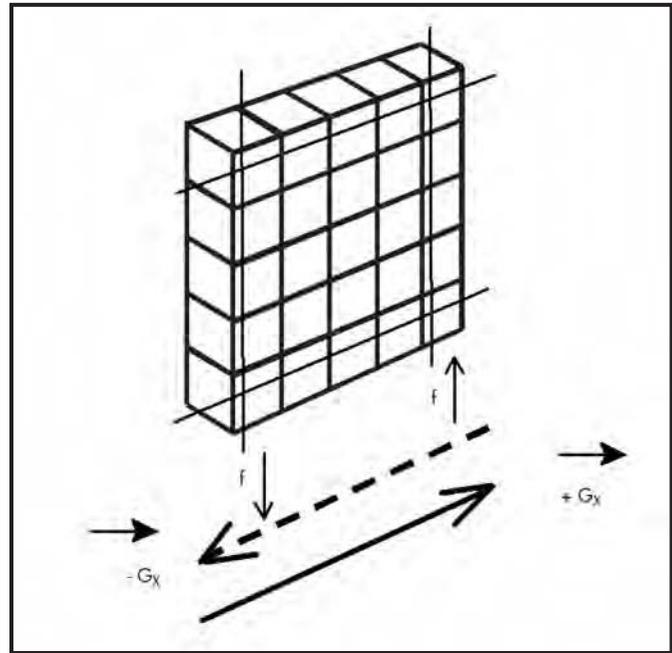
### Codificación de frecuencia

Para diferenciar dentro de cada fila la señal de los diferentes vóxeles se utiliza un gradiente  $G_x$  perpendicular al anterior (Fig. 4.5) que se llama «gradiente de codificación de frecuencias». El gradiente  $G_x$  genera columnas perpendiculares a la dirección del gradiente en las que todos los núcleos de una misma columna se relajan a la misma frecuencia. Por tanto, dentro de cada fila cada núcleo se relajará a una frecuencia distinta en función de la columna que ocupe.

Ahora bien, por la acción del  $G_x$ , aquellos núcleos sometidos a la influencia de un campo magnético mayor se relajan a una frecuencia mayor, por lo que se crearía también un desfase debido a  $G_x$ , que se añadiría al que ya había creado  $G_y$  y por tanto alteraría



**Figura 4.4.** Codificación de fase. En la relajación, el establecimiento durante un tiempo de un gradiente a lo largo de un lado del plano de vóxeles ( $G_y$ ) implica que por filas perpendiculares a la dirección del gradiente los núcleos de H se desfasen según el valor del campo magnético que perciben. Al apagar el  $G_y$  los núcleos continúan procesando a la frecuencia impuesta por el campo magnético principal, pero desfasados. Se ha producido una codificación de la situación de la fila por la fase.

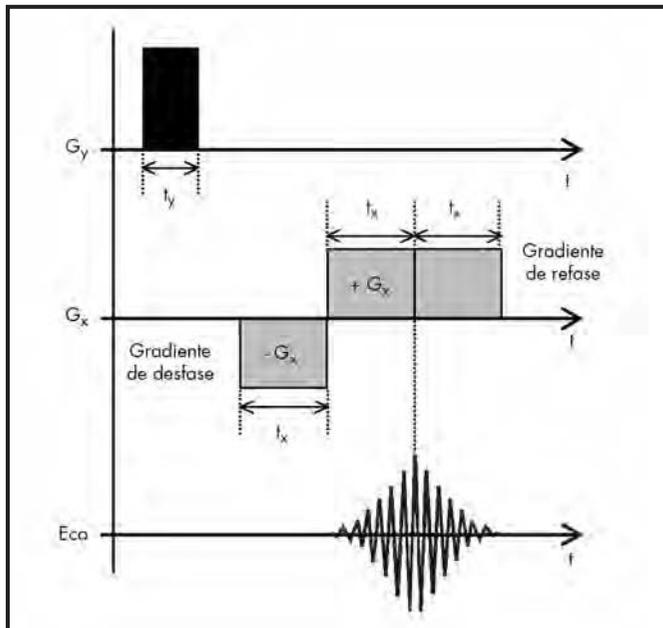


**Figura 4.5.** Codificación de frecuencia. El establecimiento de un gradiente  $G_x$  perpendicular al  $G_y$ , implica que por columnas los núcleos se relajan a frecuencias distintas. Para que este gradiente no influya sobre la fase, el  $G_x$  debe ser bipolar con un lóbulo de desfase ( $-G_x$ ) y un lóbulo de refase o de lectura ( $+G_x$ ) que sirve para codificar en frecuencias según columnas. Durante el  $+G_x$  se recoge el eco.

la codificación realizada por la fase. Para corregir esta alteración en la fase producida por la presencia del  $G_x$ , el gradiente  $G_x$  es un gradiente bipolar ( $-G_x, +G_x$ )

El primer lóbulo ( $-G_x$ ) se aplica a lo largo de un tiempo ( $t_x$ ) (Fig. 4.6). Por columnas los núcleos procesan a frecuencias distintas produciéndose el desfase correspondiente, por lo que  $-G_x$  recibe el nombre de «gradiente de desfase». Durante la aplicación de este gradiente no se procede a la captación de la señal y sirve únicamente para producir un desfase que compensará al que se producirá durante la lectura. La aplicación del segundo lóbulo ( $+G_x$ ) del gradiente bipolar invierte el gradiente sobre los espines, con lo que los que se habían adelantado ahora se retrasan y, al cabo del mismo tiempo de aplicación ( $t_x$ ), todos los espines vuelven a encontrarse en fase. Este segundo lóbulo del gradiente ( $+G_x$ ) recibe el nombre de «gradiente de lectura», ya que es cuando se recoge el ECO. Durante la fase de lectura cada columna se relaja a una frecuencia que dependerá de su posición. Por lo tanto el gradiente bipolar  $G_x$  implicará una codificación espacial por frecuencias. Pero para que el refase sea completo, es necesario que el tiempo de refase sea idéntico al de desfase. Por tanto, cuando empieza a recogerse el eco (apertura del receptor) los espines están muy desfasados y la señal es pequeña. A medida que transcurre el tiempo el desfase se recupera y queda totalmente compensado transcurrido exactamente el mismo tiempo que había durado el desfase ( $t_x$ ). En este instante la señal del eco es máxima. Este instante corresponde al tiempo de eco de la secuencia (TE). Por lo general este segundo lóbulo se deja actuar otro tiempo ( $t_x$ ) para recoger el eco completo y la señal decrece al volver a aumentar el desfase debido a la permanencia del gradiente. Esta variación da origen a la forma típica del eco.

Por tanto, la aplicación de un gradiente  $G_y$  y de un gradiente  $G_x$  bipolar en direcciones perpendiculares permite una codifica-



**Figura 4.6.** Diagrama relacionando en el tiempo la aplicación de los gradientes y la obtención del eco. El  $G_y$  está aplicado durante la relajación en un tiempo  $t_y$ . El  $-G_x$  se aplica antes de recoger el eco y durante un tiempo  $t_x$ . El  $+G_x$  se aplica cuando se abre el receptor para recoger el eco y durante un tiempo que generalmente es de  $2 t_x$ . El valor máximo del eco se alcanza en  $t_x$ .

ción espacial de la señal mediante la fase y la frecuencia de la relajación. En la antena receptora se recogerá la señal que proviene de todo el plano, pero la señal llevará implícita una codificación espacial.

## Dimensión de fase

Si el plano estuviese formado por una sola fila de vóxeles, para obtener la imagen bastaría con aplicar un gradiente en la dirección de la fila. A cada posición sobre la fila le corresponde una frecuencia de relajación. En la antena se recogería una señal compuesta procedente de la relajación de todos los vóxeles. Para construir la imagen basta analizar la señal por las frecuencias que la componen, pasar el valor correspondiente a cada frecuencia a través de una escala cromática y situarlo gráficamente sobre un eje en puntos proporcionales a los valores de las frecuencias. Mediante este procedimiento se recoge un señal que proviene de un espacio (el plano de vóxeles: dominio espacial), se transforma en una señal de frecuencias (dominio de frecuencias) y para construir la imagen se vuelve a pasar del dominio frecuencial al espacial. Esta idea es la que se sigue en la reconstrucción de las imágenes por RM.

Si el plano está constituido por dos filas, hay doble número de incógnitas y por tanto se precisa obtener un segundo juego de valores distintos, lo que se consigue variando el valor del gradiente de codificación de fase  $G_y$ . En primer lugar se colocará un gradiente  $G_y$  seguido del gradiente bipolar de codificación de frecuencia. Se obtiene el eco y se registra. Se vuelve a repetir el proceso con otro valor del gradiente de codificación de fase ( $G_y, 2$ ) y el mismo gradiente bipolar de codificación de frecuencias, obteniéndose el segundo eco. Es decir, si se tuviesen dos

filas se recogerían dos señales correspondientes a codificaciones de  $G_y$  distintas.

Siguiendo este razonamiento, es evidente que hay que repetir todo el proceso cambiando el valor del gradiente codificador de fase  $G_y$  tantas veces como filas se han supuesto en el plano. Este número de filas (tantas como codificaciones del gradiente de fase) recibe el nombre de «dimensión de fase» (dim-fase) del FOV que se va a representar. Los valores de gradiente utilizado se denominan «valores de codificación» de  $G_y$  y cada uno corresponde a un valor concreto del  $G_y$  en Gauss/cm. Para poder lograr las codificaciones de  $G_y$  necesarias forzando menos los gradientes, se aprovecha la reversibilidad de los gradientes, con lo que en lugar de utilizar siempre valores positivos de los gradientes, se emplean también los gradientes invertidos. Por ello en una obtención clásica, desde un valor máximo positivo del  $G_y$  ( $+ G_{y\text{máx.}}$ ) se van descendiendo codificaciones pasando por el valor neutro ( $G_y = 0$ : no se aplica el gradiente) tomando valores de gradientes inversos (negativos) hasta la codificación máxima negativa ( $- G_{y\text{máx.}}$ ). Evidentemente existe cierta simetría en la señal que se obtiene con iguales valores de codificación de fase con signos distintos ( $+ G_y, - G_y$ ); dicha simetría se puede aprovechar para reducir los tiempos en la reconstrucción de la imagen.

Otra condición que debe cumplir el  $G_y$  es que la diferencia en el desfase que se produce entre la primera y la última fila sea un múltiplo de ciclos enteros. Es decir, que por ejemplo el valor de  $G_y$  (1) implique un desfase de  $360^\circ$  entre la primera y la última fila ( $+ 180^\circ, - 180^\circ$ ) y el valor  $G_y$  (2) implique un desfase de  $2 \times 360^\circ$  ( $+ 360^\circ, - 360^\circ$ ). De esta forma el efecto de  $G_y$  a través de las filas se puede identificar como una función sinusoidal que marca el desfase. Esta función corresponde a una frecuencia y los distintos valores de los gradientes crean valores armónicos en las frecuencias producidas. Esta propiedad se utiliza en las técnicas de obtención rápida basadas en el cálculo de armónicos, como la SMASH (*Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics*). El valor del desfase entre las filas va aumentando a medida que se incrementa el gradiente. El valor máximo de éste se calcula de tal forma que el desfase entre filas consecutivas sea de  $180^\circ$  (1 ciclo/2).

El efecto que crea cada  $G_y$  sobre el plano de vóxeles se puede identificar por la frecuencia del desfase que crea a lo largo de la dirección de codificación de fase, lo que permite ordenar los ecos obtenidos para construir la imagen (tantos como dim-fase), ya que a mayor valor de  $G_y$  le corresponde mayor desfase y por lo tanto mayor valor de frecuencia.

Como la señal se está codificando en la relajación, significa que una vez obtenida una señal para obtener la siguiente y codificarla hay que volver a excitar el plano. Por lo tanto este proceso tal como se ha descrito (forma clásica de las secuencias en RM) implica gastar un tiempo de repetición (TR) para cada eco. Por tanto el proceso total dura un tiempo  $TR \times \text{dim-fase}$ .

La señal recogida en cada codificación de fase no tiene la misma amplitud ya que cuanto mayor es el gradiente de codificación de fase, mayor es la variación de frecuencias y por tanto mayor el desfase entre la primera y la última fila. En consecuencia con valores de  $G_y$  altos (tanto positivos como negativos), la señal de eco será de poca intensidad. A medida que se reducen los valores del gradiente de codificación de fase al existir menor desfase, se recoge mayor señal. Por tanto los valores de codificación de fase bajos contienen mayor señal. Esto será importante ya que hay que basarse en estas codificaciones bajas de fase para potenciar el contraste en la imagen por RM. Cabe señalar que las codificaciones con

valores de gradientes altos permiten mayor discriminación entre filas, ya que es mayor el desfase entre ellas. De aquí se deduce que las frecuencias espaciales altas sirven para una mejor resolución espacial.

Como los valores que cambian en cada TR son los de codificación de fase, la manera esquemática de representarlo es mediante un diagrama en el que englobado en un TR se indican las codificaciones del  $G_y$  que se adquirirán a lo largo de la obtención de la imagen. A cada codificación le corresponde un eco y existen tantos valores de  $G_y$  como indica la dim-fase. En la figura 4.7 se muestra el diagrama temporal simplificado, donde cada una de las codificaciones de fase se representa por una línea.

## RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN MEDIANTE LAS TRANSFORMACIONES DE FOURIER

La señal de cada eco recogida en la antena receptora proviene de la totalidad del plano. En una secuencia clásica para construir la imagen deben recogerse tantos ecos como indica la dim-fase. La estrategia en la RM consiste en almacenar estos ecos de forma tal que, una vez digitalizados, sobre el conjunto total de valores obtenidos pueda aplicarse un proceso matemático que construya la imagen. Para ello se necesitan las transformaciones de Fourier.

Al igual que puede estudiarse una señal que varía con el tiempo (dominio temporal) en función de éste, puede también estudiarse de una forma equivalente mediante las frecuencias que la componen (dominio frecuencial) pasándose de la representación temporal a la frecuencial mediante las transformaciones de Fourier y viceversa, las transformaciones de Fourier, también se aplican para estudiar las señales que varían en el espacio (dominio espacial) mediante las frecuencias de sus variaciones en el espacio (frecuencias espaciales).

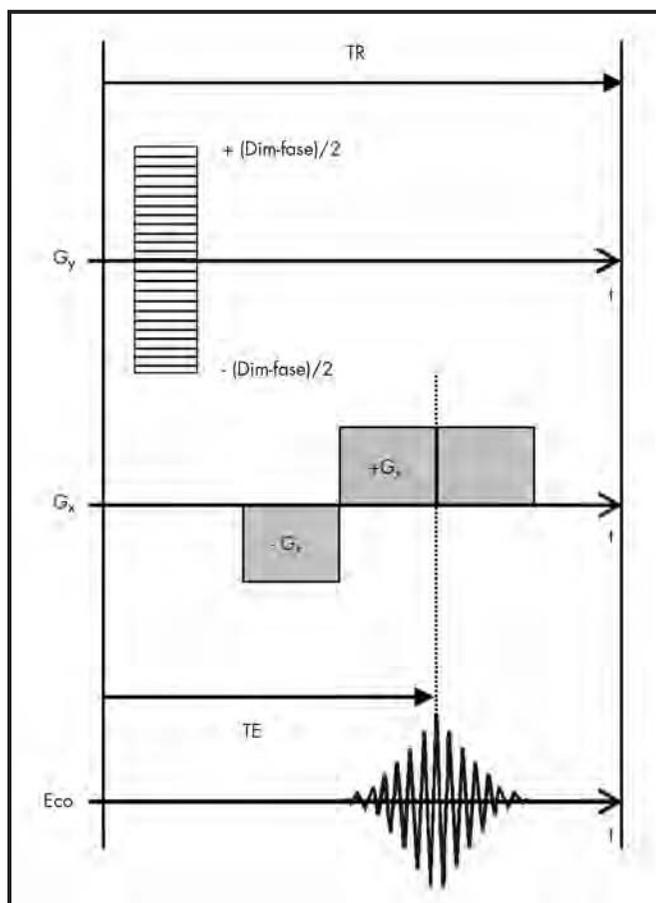
En terminología matemática, de la misma forma que la frecuencia de variación de una señal en el tiempo se expresa por la letra  $f$  (frecuencia temporal), la frecuencia de una variación de la señal en el espacio (frecuencia espacial) se representa por la letra  $k$ . De aquí que el conjunto de datos digitalizados obtenidos de los ecos, depositados de forma ordenada y representados en valores de frecuencia espaciales reciba el nombre de «espacio  $K$ ».

Es el caso de la señal en RM, una señal que varía según su procedencia en el espacio. Por tanto la ventaja de almacenar los ecos en formato de sus frecuencias espaciales (dominio de frecuencias espaciales) es que se pueden aplicar después las transformaciones de Fourier para reconstruir la imagen (dominio espacial). Es decir, identificar su procedencia espacial mediante la decodificación de sus frecuencias espaciales.

### Digitalización del eco

La señal recogida por la antena receptora es una señal analógica de RF. Para ser reconocida por el ordenador hay que digitalizarla. Esta conversión analógica digital (CAD) se realiza muestreando la señal a intervalos de tiempo determinados.

Antes de digitalizarla, la señal analógica debe sufrir una serie de pasos. En primer lugar al ser una señal microvoltaica debe pasar por un amplificador; en segundo lugar, en la antena se recogen



**Figura 4.7.** Diagrama esquemático de la recogida de todas las señales necesarias para la reconstrucción del plano tomográfico. A cada valor en el gradiente de codificación de fase  $G_y$ , le corresponde la obtención de un eco. En cada obtención el valor del gradiente de codificación de frecuencia  $G_x$  no varía. Durante el lóbulo de refase o de lectura se recoge el eco, obteniéndose el valor máximo transcurrido el tiempo  $t_x$ . Este momento corresponde al valor TE de la secuencia. El receptor queda abierto otro tiempo  $t_x$  para recoger todo el eco. El proceso se repite cada TR marcado por la secuencia.

multitud de señales cuyas frecuencias ocupan una banda que se sitúa alrededor de la frecuencia base de precesión indicada por el campo magnético (frecuencia de la portadora en MHz). Para digitalizar el eco es mejor liberarlo de la frecuencia base y trabajar sobre las señales de la banda de frecuencias acompañante, que es la que contiene realmente la información útil.

Quitarle la portadora permite trabajar la misma información en la banda de los KHz. Este proceso se denomina «demodulación de la señal». Después de filtrar la señal (filtro pasa bajo) nos quedamos con las componentes del ancho de banda. Con estas maniobras se convierten las señales analógicas de la antena en señales de audio-frecuencia, que son las que se digitalizan, lo que implica que la banda de lectura del receptor trabaje en el orden de los kHz. Por ejemplo, si la señal de entrada en el receptor permite frecuencias entre -32 y +32 kHz, la amplitud de banda de frecuencias del receptor de la señal es de 64 kHz ( $\pm 32$  kHz). Esta amplitud de banda del receptor se llama «bandwidth» (BW).

La realidad del proceso es mucho más compleja ya que de la demodulación se crean dos componentes (la llamada «componen-

te real» y la «componente imaginaria») que darán origen después de filtradas a dos señales en la banda de los kHz que se digitalizan y depositan formando las dos componentes del espacio K (real e imaginario). Para simplificar se sigue el proceso únicamente de una componente y cuando sea necesario se recuerda que siempre existen dos.

La amplitud de BW del receptor indica las frecuencias de las señales que serán admitidas para ser digitalizadas.

La digitalización de la señal obtenida en la antena una vez convertida en baja frecuencia se hace midiendo el voltaje de la señal a intervalos regulares de tiempo denominados «intervalos de muestreo» ( $\Delta t_m$ ).

Hay una serie de condicionantes sobre el muestreo. Por un lado, el número de muestras se fija al indicar la dimensión de frecuencia (dim-frec). Es decir, el número de píxeles que se quiere representar en una fila. Por otro, el intervalo de muestreo  $\Delta t_m$  es el inverso de la BW. En efecto, el inverso del intervalo de muestreo es la frecuencia de muestro ( $f_m$ )  $f_m = 1/\Delta t_m$ . En teoría de señales se demuestra que para tener una correcta representación digital, la frecuencia del muestreo, tiene que ser como mínimo dos veces la frecuencia máxima de la señal que se va a muestrear (teorema de Nyquist). La máxima frecuencia recogida en el eco corresponderá a la frecuencia en el extremo de la banda admitida por el receptor (BW/2), por lo que se deduce que la frecuencia mínima de lectura de la señal, que es la que se tomará como frecuencia de muestreo o frecuencia de Nyquist, es la BW.

Por tanto:  $BW = 1/\Delta t_m$ .

El tiempo de muestreo, es decir, el tiempo que permanece abierto el receptor para captar la señal viene dado por el tiempo para captar una muestra por el número de muestras fijado por la dim-frec. En consecuencia:

$$\begin{aligned} \text{Tiempo de lectura de la señal} &= \text{dim-frec} \times \Delta t_m = \\ &= \text{dim-frec}/BW \end{aligned}$$

Disminuir la BW implica aumentar el tiempo de lectura de la señal.

## El espacio de datos

Haciendo una representación del eco después de su digitalización tenemos sobre un eje de tiempos una serie de valores separados por el intervalo de muestreo  $\Delta t_m$ . Se puede imaginar que este conjunto de valores constituye una línea que corresponde al eco. Cabe recordar que este eco se ha obtenido con una determinada codificación del gradiente de fase. Para la construcción de la imagen se obtendrán tantos ecos como indica la dim-fase. Para cada codificación de fase se obtiene por tanto una línea de valores digitalizados. Se pueden ordenar las líneas como filas de una matriz en la que los distintos ecos se colocan proporcionalmente a los valores de los  $G_y$  empleados. Es decir, los de codificación mayor en la parte más externa. Se obtiene de esta forma una matriz de datos digitalizados en la que las columnas están separadas por intervalos de tiempo  $\Delta t_m$  y las filas por el tiempo que se tarda en pasar de un eco a otro, es decir, TR. Esta matriz constituye el espacio de datos digitalizados que contiene toda la información para construir la imagen pero está en un dominio temporal, por lo que hay que expresarla en el dominio frecuencial para poder aplicar las transformaciones de Fourier y construir la imagen.

## Creación de una línea del espacio K. Frecuencia espacial $k_x$

Para pasar una línea del dominio temporal al de frecuencia espacial, basta analizarla por sus frecuencias ya que se aprovecha el hecho de que las señales que componen el eco contienen un rango de frecuencias que dependen de la posición en el plano de vóxeles al haberse obtenido bajo la acción del gradiente  $G_x$ . De esta forma se obtienen tantos valores digitalizados expresados en escala de frecuencia espacial ( $k_x$ ) como se había seleccionado en la dim-frec y que indica el número de vóxeles que se consideran en el FOV.

El intervalo de muestreo ( $\Delta t_m$ ) marca el intervalo que separa dos valores de frecuencia espaciales ( $\Delta k_x$ ). En efecto: el intervalo de muestreo es  $\Delta t_m = 1/BW$ . Pero la BW tiene que ser al menos igual al doble de la frecuencia máxima del eco. La frecuencia máxima corresponderá al valor de  $G_x$  en el extremo del FOV en la dirección de frecuencias (FOV<sub>x</sub>), por lo que una vez quitada la portadora y teniendo en cuenta que la BW va desde  $-BW/2$  a  $+BW/2$ :

$f_{m\acute{a}x.} = (\gamma/2 \pi) G_x (FOV_x/2)$ , de donde:

$$\Delta t_m = 1/BW = 1/2 f_{m\acute{a}x.} = 1/(\gamma/2 \pi) G_x FOV_x$$

o bien:  $(\gamma/2 \pi) G_x \times \Delta t_m = 1/FOV_x$

Las unidades del primer término de esta expresión corresponden a valores de ciclos/espacio, es decir, a frecuencias espaciales, y representan el intervalo que separa dos valores de frecuencias espaciales, que llamamos  $\Delta k_x$ :  $\Delta k_x = (\gamma/2 \pi) G_x \times \Delta t_m$ ; por tanto:  $k_x = (\gamma/2 \pi) G_x \times t$  marca la posición sobre el eje de frecuencias espaciales.

El tiempo  $t$  se toma referido al tiempo del valor máximo del eco: TE, por lo que los valores  $k_x$  adoptarán valores a uno y otro lado ( $-k_x, +k_x$ ).

Por tanto se puede imaginar cada eco digitalizado en tantos valores como indica la dim-frec, colocados sobre una línea de frecuencias espaciales en las posiciones indicadas por  $k_x$ , separadas por un intervalo  $\Delta k_x$  y ordenados simétricamente respecto al centro de la línea, pasando desde un valor máximo negativo en el extremo izquierdo (por ejemplo) hasta un valor máximo positivo en el otro extremo. Esta línea constituye una línea en la dirección de frecuencia de lo que se llama «espacio K».

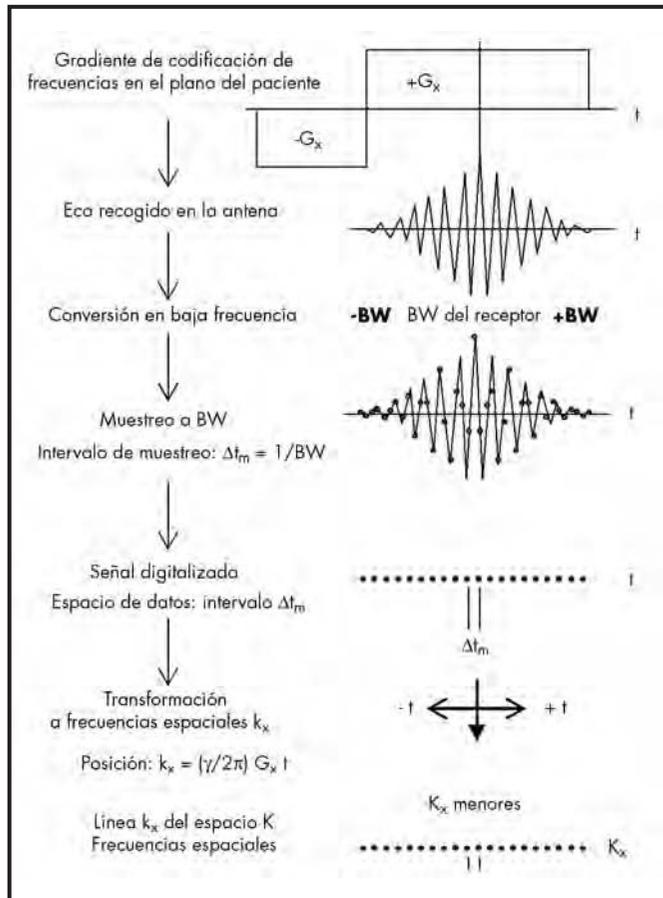
Tal como se depositan los valores digitalizados sobre una línea del espacio K, en las partes más extremas se colocan las frecuencias espaciales más altas y en la parte central de la línea del espacio K los valores correspondientes a las bajas frecuencias espaciales.

De las expresiones anteriores se pueden deducir dos relaciones entre el espacio K y la imagen (espacio-imagen):

- El FOV sobre el eje de frecuencias está determinado por  $\Delta k_x = 1/FOV_x$ .
- El tamaño representado por el píxel ( $\Delta_x$ ) viene determinado por:  $\Delta_x = 1/2 K_{x(m\acute{a}x.)}$

En la figura 4.8 se esquematiza el paso desde la codificación en el plano del paciente hasta la obtención de una línea en el espacio K.

Por tanto cada eco que proviene del dominio espacial (plano de vóxeles) se transforma en su equivalente en el dominio de frecuencias espaciales (espacio K). Es un formato óptimo para posteriormente, a través de las transformaciones de Fourier, representar la imagen regresando al dominio espacial (espacio imagen).



**Figura 4.8.** Esquema que muestra los pasos hasta la obtención de una línea del espacio K. Una vez codificada la señal en fase, el eco se recoge en la antena receptora bajo el lóbulo de lectura de  $G_x$ . Las frecuencias procedentes de las distintas columnas integran la señal del eco y que forman una banda de frecuencias alrededor de la portadora de radio. La señal recogida se amplifica y se le quita la portadora, con lo que nos quedamos con una señal en las frecuencias de audio. El receptor se adapta a una amplitud de banda (BW) que fija las frecuencias, que serán admitidas, así como la frecuencia a la que será muestreada la señal. El intervalo de muestreo ( $\Delta t_m$ ) corresponde a la inversa de la BW. El muestreo es una conversión analógica-digital. El número de muestras se determina por la dim-frec. La señal muestreada en el tiempo se analiza por las frecuencias espaciales que la componen y se depositan ordenadamente los valores sobre una línea que constituye una línea del espacio K.

### Ordenación de los ecos en el espacio K. Frecuencias espaciales $k_y$

Evidentemente en cada valor de  $k_y$  se encuentran las señales de los vóxeles correspondientes a todas las filas con la misma frecuencia espacial. Para poder construir la imagen hay que poder identificarlas individualmente; por ello para construir la imagen se recogen tantos ecos como indica la dim-fase. Para cada eco se produce el muestreo y la codificación en frecuencias espaciales para dar origen a una línea del espacio K. Por lo tanto, se obtendrán tantas líneas  $k_x$  como indica la dim-fase. La propuesta ahora es diferenciar estas líneas y codificarlas en valores de frecuencias espaciales para poder aplicar las transformaciones de Fourier.

Cada codificación de fase viene impuesta por el valor del gradiente de codificación  $G_y$  y cada codificación de  $G_y$  se puede identificar por la frecuencia de la variación de fase de los espines a lo largo del eje de codificación de fase, lo que permite ordenar los ecos que se van obteniendo en cada  $G_y$  aplicando la misma expresión que se ha utilizado en la codificación de frecuencias. Teniendo en cuenta que el tiempo de aplicación del  $G_y$  es siempre el mismo ( $t_y$ ), lo que diferenciará los valores entre ecos será la variación del  $G_y$  aplicado. Por tanto, se puede utilizar la expresión:

$$\Delta K_y = (\gamma/2 \pi) \Delta G_y t_y$$

Con ello se vuelven a tener valores de frecuencia espaciales. De esta forma se pueden ordenar los ecos obtenidos de forma que a cada codificación de fase se le asigna un valor expresado en frecuencias espaciales:  $K_y = (\gamma/2 \pi) G_y t_y$ .

También serán válidas las relaciones:

$$\Delta K_y = 1/FOV_y; \Delta_y = 1/2 k_{y(\text{máx.})}$$

### Dualidad imagen-espacio K

Mediante su expresión en frecuencias espaciales todos los ecos quedan formando un conjunto de datos digitalizados que se pueden imaginar como una matriz de datos formando filas separadas por el valor  $\Delta K_y$  y columnas separadas por el valor  $\Delta K_x$ . Esta matriz de datos es lo que constituye el espacio K, que se puede representar simbólicamente como una matriz de puntos. Pero no hay que olvidar que en cada posición ( $k_x, k_y$ ) existe un valor (intensidad de la señal), por lo que se trata de una representación tridimensional (Fig. 4.9).

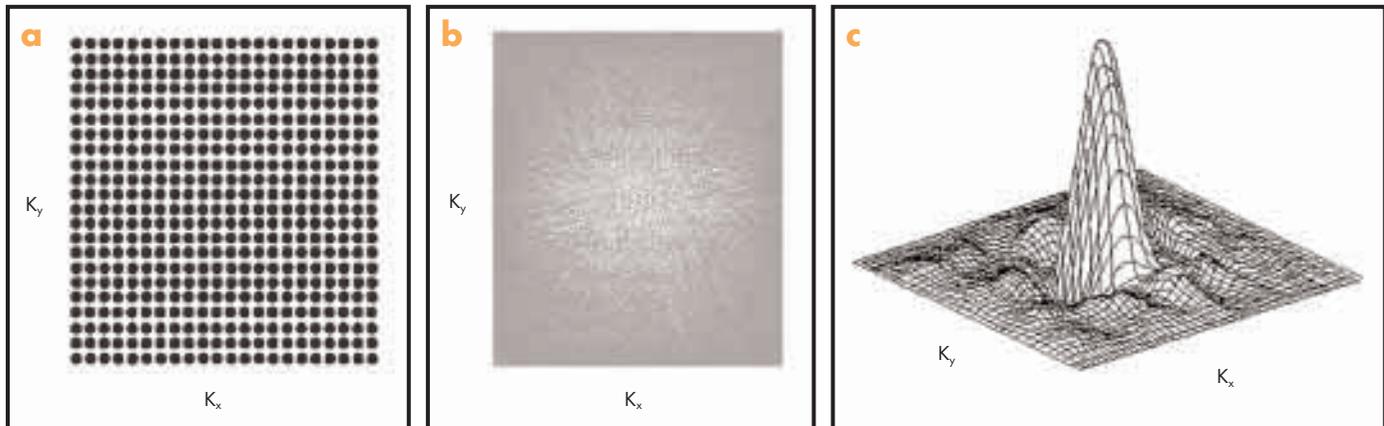
Toda imagen tiene un espacio K equivalente. La imagen es la expresión espacial (dominio espacial o espacio imagen) y el espacio K la expresión frecuencial (dominio de frecuencias espaciales). La ventaja de tener los ecos digitalizados en frecuencias espaciales es que las transformaciones de Fourier son los algoritmos matemáticos que permiten pasar del espacio K a la imagen, y viceversa. Las transformaciones de Fourier (TF) pueden ser directas o inversas: transformaciones directas de Fourier al trabajar con datos digitalizados (digital FT: DFT) o transformaciones rápidas de Fourier (fast FT: FFT) (Fig. 4.10)

Llenado todo el espacio K, las transformaciones de Fourier permiten obtener la imagen asignando el valor cromático (escala de representación) correspondiente en cada posición del espacio (píxel en la imagen). Es necesario llenar todo el espacio K para realizar la transformación.

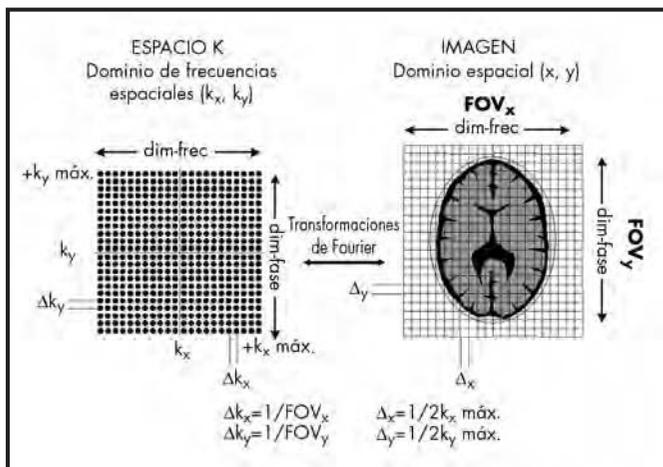
En realidad hay que considerar dos espacios K o dos matrices de datos ya que una vez demodulada la señal recogida en la antena se han formado dos componentes (la real y la imaginaria) y cada una ha sido digitalizada constituyendo el espacio K real y el espacio K imaginario. Sobre cada uno de estos espacios K se forman dos imágenes: la representación real y la imaginaria. Con las dos imágenes se hacen las representaciones de imagen de magnitud (que es la que se representa habitualmente) y de fase.

Aunque las dim-frec y las dim-fase coincidan en la imagen y en el espacio K, en cada valor del espacio K existe información de todo el plano y por tanto no tiene nada que ver una posición en el plano de imagen ( $x, y$ ) con un valor en el espacio K ( $k_x, k_y$ ).

Si se imagina el espacio K como una matriz formada por columnas y filas, por convenio, la línea que corresponde al mayor valor positivo de codificación de fase ( $+G_{y\text{máx.}}$ ) se colocaría llenando la línea más externa o periférica del espacio K. Después a medida que



**Figura 4.9.** Representaciones del espacio K. En (a) una manera de representación matricial simbólica. En (b) el espacio K real. En (c) se recuerda que en cada posición del espacio K ( $k_x, k_y$ ) se encuentra un valor (intensidad de la señal) y por tanto se puede hacer una representación tridimensional del espacio K.



**Figura 4.10.** Equivalencia espacio K-imagen. Una vez llenado el espacio K, puede obtenerse la imagen en formato espacial (píxeles) mediante las transformaciones de Fourier, que permiten a su vez pasar de la imagen al espacio K. El espacio K y la imagen contienen idéntica información en diferente formato.

disminuye el valor de  $G_y$ , se van llenando las diferentes líneas. Cuando se estudia la codificación de fase se ve que los valores de codificación adoptan una simetría respecto a un valor central pasando de un valor máximo positivo al valor máximo negativo. De esta forma la parte central del espacio K se llenaría con las líneas correspondientes a los valores de codificación de fase más bajos, mientras que cuanto más hacia la periferia, más grandes serían los valores de  $G_y$ , utilizados (hacia un lado valores positivos y negativos en sentido contrario).

En consecuencia y teniendo en cuenta que las frecuencias espaciales altas llevan información de las variaciones rápidas de señal

en el espacio, es decir, que cuanto mayor es la frecuencia espacial mejor es la definición de los límites de las formas, las filas externas del espacio K llevan información sobre la resolución espacial de la imagen. Por el contrario, la parte central del espacio K, que es donde se almacenan las mayores intensidades de señal debido a que los  $G_y$  son menores y por tanto implican menos desfase, corresponde a los valores de frecuencias espaciales más bajas y por lo tanto tienen poca influencia sobre la definición espacial pero mucha información sobre el contraste dominante en la imagen. Es decir: la parte central del espacio K lleva información sobre la resolución de contraste.

Lo mismo ocurre a lo largo de las filas, ya que la parte más periférica se corresponde con los valores más altos de frecuencias espaciales mientras que en la parte central se encuentran los valores más bajos de frecuencias espaciales.

El espacio K constituye una de las herramientas de trabajo más versátiles en la generación de imágenes por RM. Según sea la forma de llenado, la cantidad de información almacenada o el reordenamiento de esta información, se pueden tener distintos productos finales de una misma imagen con tiempos muy distintos. Estas propiedades logradas con el dominio de los gradientes permiten las secuencias rápidas actuales. Por su importancia el espacio K y sus propiedades se estudian en el capítulo siguiente.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Elster AD. Making a picture. En: Elster AD, Burdette JH. Questions and Answers in Magnetic Resonance Imaging. ed. Mosby. St. Louis, 1994. p. 79-111.
2. Hashemi RH, Bradley WG. MRI: the basics (part I). En: Hashemi RH, Bradley WG, Christopher, Lisanti J. MRI: the basics. Baltimore: Williams and Wilkins; 1997. p. 9-13.
3. Horowitz AL. MRI Physics for Radiologists: A visual approach. En: Horowitz AL. 2<sup>nd</sup> ed. New York: Springer-Verlag; 1995. p. 3-187.

# 5

## El espacio K

*David Moratal Pérez, Luis Martí-Bonmatí y Ana Vallés Lluch*

### INTRODUCCIÓN

Tal y como se ha visto en capítulos anteriores, la imagen por resonancia magnética (RM) se basa en la relación fundamental de la frecuencia de resonancia  $\omega$  de los momentos magnéticos con el campo magnético local B, tal y como expresa la ecuación de Larmor:  $\omega = \gamma \times B$ .

La constante de proporcionalidad  $\gamma$ , o constante giromagnética, depende del tipo de núcleo. Para los protones la frecuencia de resonancia es de 42.57493 MHz para un campo magnético de 1 Tesla (T). La posición de los espines en un plano concreto se puede determinar si éstos se encuentran sometidos a un campo magnético variable linealmente a través del objeto. Su posición puede determinarse, por tanto, mediante un análisis frecuencial de la señal de RM adquirida. Este análisis frecuencial se realiza mediante un algoritmo matemático llamado transformada de Fourier (TF). La generalización de este principio a una imagen necesita la aplicación simultánea de gradientes de campo magnético para situar, sin lugar a ambigüedad, únicamente aquellos espines alineados a lo largo de la dirección del gradiente combinado. Todos aquellos espines situados perpendicularmente a esta dirección continuarán experimentando el mismo campo magnético y, por tanto, proporcionando idénticas frecuencias de Larmor. La solución al problema de codificar una imagen bidimensional con la señal de RM intrínsecamente unidimensional viene dada por el uso de campos magnéticos variables con el tiempo. Si el campo magnético en cada posición varía con el tiempo de una forma determinada, la localización de los espines a lo largo de la variación temporal puede determinarse sin ambigüedades. Una herramienta muy potente para el diseño de tales estrategias de relleno de la imagen la proporciona el formalismo conocido como «espacio K».

El concepto de espacio K es una generalización a dos o más dimensiones de la relación simple entre una señal variable con el tiempo y un espectro de frecuencias<sup>1</sup>. Una imagen se relaciona con un conjunto de datos de un espacio K bidimensional mediante una TF bidimensional de la misma forma que un espectro se relaciona con la señal mediante una TF unidimensional (Fig. 5.1 a).

La TF es una operación que preserva la información. Los datos del espacio K contienen exactamente la misma información que los de la imagen. Con el fin de obtener la información de una imagen completa, se debe adquirir la totalidad de los datos del espacio K.

La formación de una imagen se convierte así en la tarea de encontrar la forma de medir el conjunto de datos necesarios correspondientes al espacio K.

Las coordenadas en el espacio K vienen definidas por el área bajo el gradiente que han experimentado los espines en el momento previo a la adquisición de cada punto de los datos del espacio K. Las coordenadas en el espacio K ( $k_x$ ,  $k_y$ ) vienen dadas por  $k_x = \gamma \times G_x \times t$  y  $k_y = \gamma \times G_y \times t$ , siendo  $G_x$  y  $G_y$  la amplitud del gradiente aplicado en la dirección x e y, respectivamente, y donde t representa el intervalo de tiempo durante el cual se aplican estos gradientes<sup>2-4</sup>.

### ORGANIZACIÓN DEL ESPACIO K

#### Propiedades básicas del espacio K

Las señales no se adquieren de forma continua sino a intervalos de tiempo discreto. Este muestreo de la señal proporciona una asociación ambigua de frecuencias por debajo de un determinado umbral conocido como «frecuencia de Nyquist»: si la señal es muestreada por debajo de esta frecuencia, las frecuencias superiores se plegarán sobre la señal, haciendo ambigua la determinación a partir de los datos muestreados. La frecuencia de Nyquist, por tanto, determina el mínimo ancho de banda de la adquisición.

La definición de las coordenadas del espacio K implica que la adquisición de los datos bajo un potente gradiente (G elevado) y durante un corto intervalo de tiempo (t bajo) proporciona el mismo conjunto de datos del espacio K (y con ello exactamente la misma imagen) que una adquisición utilizando un gradiente menos potente (G bajo) y un tiempo de adquisición superior (t elevado). Un tiempo de adquisición más corto y un espaciado de muestreo entre puntos más pequeño es equivalente a un mayor ancho de banda. Debido a que el ruido recibido crece con la raíz cuadrada del ancho de banda, una técnica de adquisición rápida llevará siempre asociado el inconveniente de una menor relación señal a ruido (S/R), incluso si se desprecian el resto de factores que influyen sobre una técnica de aceleración rápida.

El muestreo discreto de los datos lleva asociadas algunas consecuencias importantes en lo relativo a la densidad del muestreo y a la cobertura de los datos del espacio K. Partes distintas del espacio K

codifican distintas características de la imagen: el centro del espacio K representa el contraste de la imagen (Fig. 5.1 b), mientras que las partes periféricas (frecuencias espaciales elevadas) codifican el detalle de las estructuras (Fig. 5.1 c). El centro de la imagen está codificado por datos de baja resolución del espacio K y un muestreo de datos espacialmente distribuidos del espacio K reduce el campo de visión efectivo de la imagen final (Fig. 5.1 d).

### Tiempos de muestreo finitos

La imagen final es independiente de la forma en la que se adquieren los datos del espacio K. Sin embargo, las distintas aproximaciones para el muestreo de los datos pueden tener un impacto importante en la calidad de la imagen debido a que el muestreo de los datos debe ser un proceso secuencial. Los espines observados evolucionan no sólo como función de los gradientes que definen la trayectoria que deben recorrer en el espacio K sino, que se ven también influenciados por otros mecanismos no relacionados con la codificación de la imagen. Cabe destacar que las coordenadas del espacio K se expresan en unidades de fase a lo largo del espacio. Cualquier mecanismo que afecte a la fase de la señal a lo largo de esta trayectoria alterará consecuentemente la trayectoria del espacio K. Algunos de estos mecanismos son los efectos de flujo y movimiento, heterogeneidades de campo magnético, efectos de susceptibilidad y desplazamiento químico. Las consecuencias de tales efectos de fase en términos de propiedades en la imagen dependen de la secuencia concreta y de la velocidad del muestreo de los datos.

### Resolución espacial y campo de visión

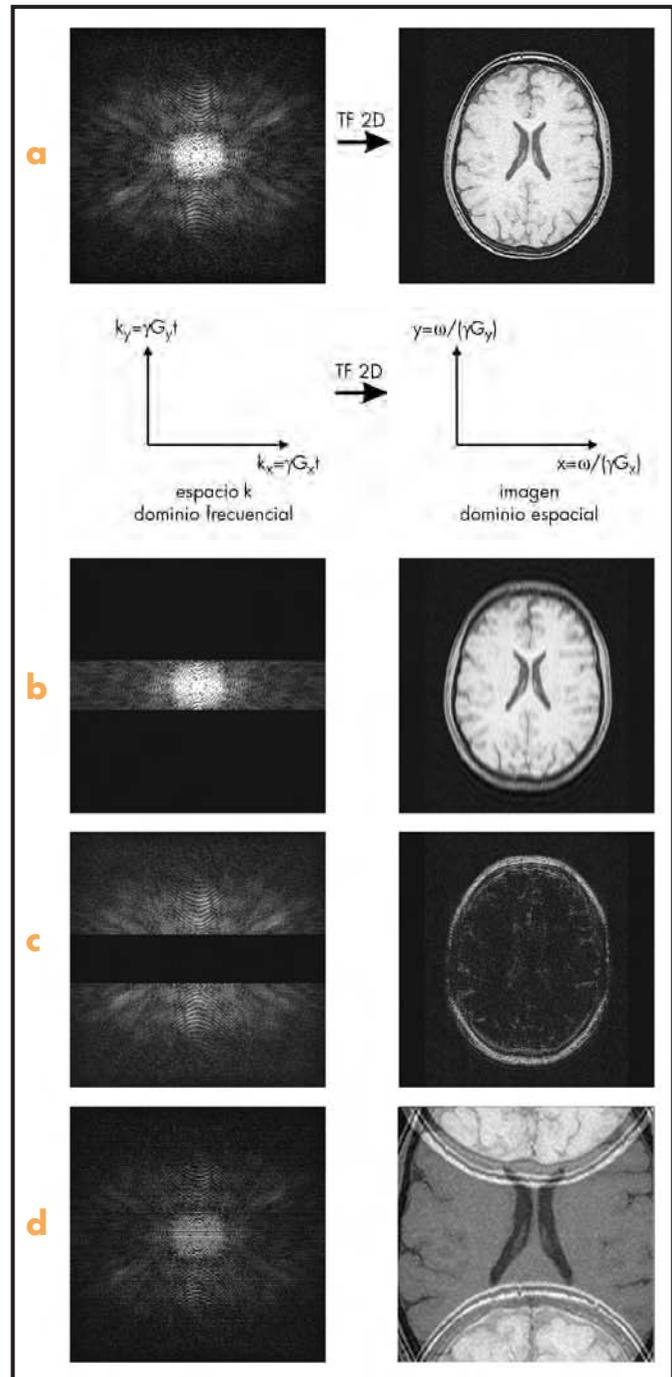
La resolución espacial de la imagen ( $\Delta_x$  o tamaño del píxel en la dirección-x,  $\Delta_y$  o tamaño del píxel en la dirección-y) se define como la mínima distancia a la que pueden estar dos puntos siendo posible diferenciarlos. Se mide típicamente en milímetros y está relacionada con la componente frecuencial espacial más alta en el espacio K,  $k_x^{m\acute{a}x.}$  en la dirección-x y  $k_y^{m\acute{a}x.}$  en la dirección-y, medida en ciclos/mm.

El campo de visión (FOV o *Field Of View*) determina la dimensión de la imagen. Está directamente relacionado con el espaciado o la densidad de muestreo de los datos en el espacio K ( $\Delta k$ ). FOV,  $k_x^{m\acute{a}x.}$  y  $\Delta k$  se definen en la figura 5.2 a<sup>5</sup>.

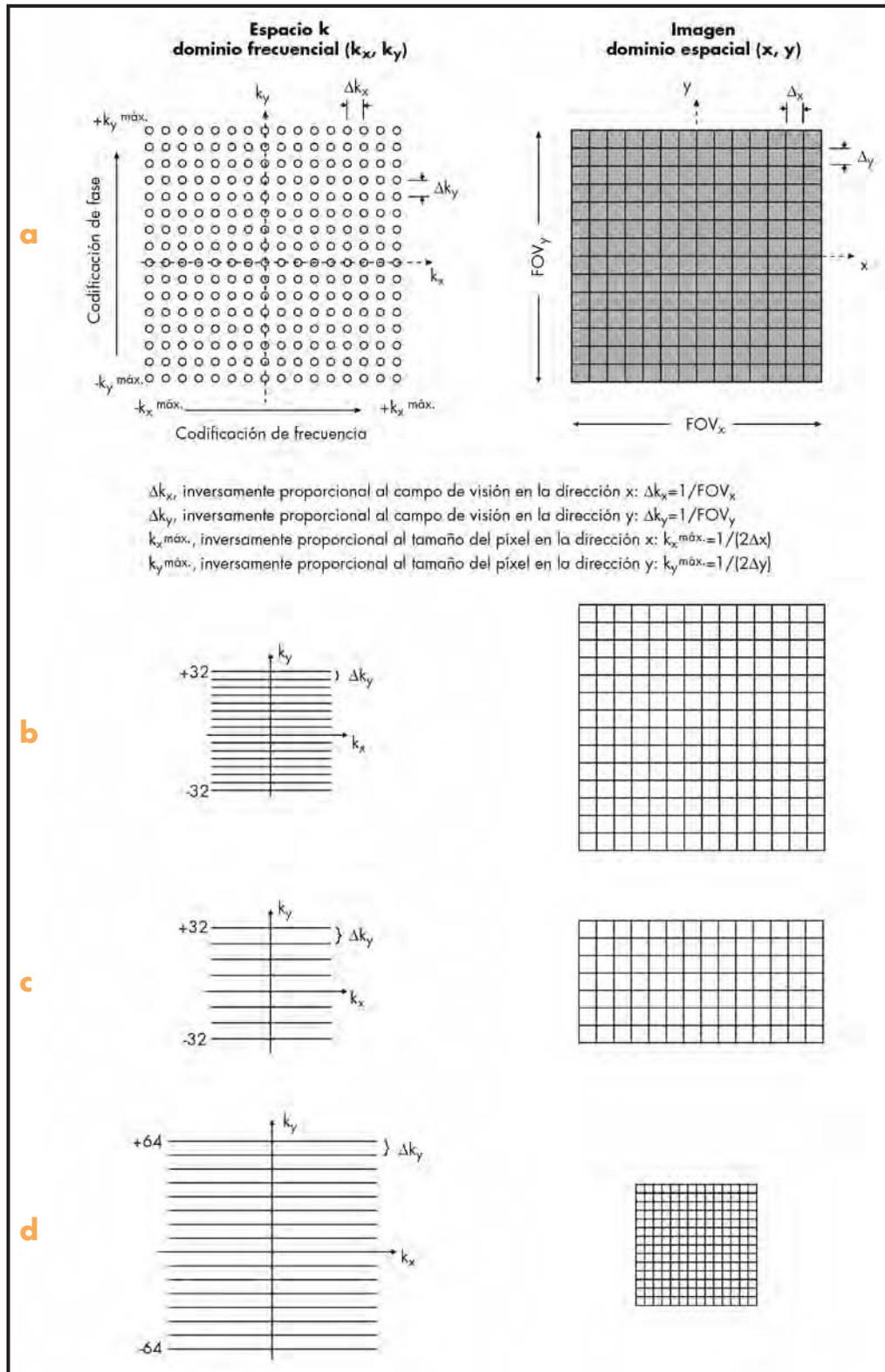
Para FOV pequeños se va de  $-k^{m\acute{a}x.}$  a  $+k^{m\acute{a}x.}$  con un menor número de codificaciones de fase adquiridas (Fig. 5.2 b, c y d). En la dirección de codificación de fase, los datos del espacio K son muestreados de forma discreta. Este muestreo discreto del espacio K introduce una replicación en el dominio de la imagen. Cuando el muestreo del espacio K sea más ancho que  $1/\text{FOV}$  (cuando se esté submuestreando la señal por debajo de la frecuencia de Nyquist), la imagen del objeto se plegará sobre sí misma dando lugar al artefacto llamado solapamiento, *aliasing* o *fold-over*. El solapamiento se puede prevenir aumentando el FOV o mediante el uso de bandas de saturación.

## TÉCNICAS DE LLENADO Y TRAYECTORIAS DEL ESPACIO K

Con el fin de adquirir una imagen de RM, se necesita desarrollar métodos para viajar desde un punto del espacio K hasta el siguiente. Existen únicamente dos posibilidades: mediante gra-

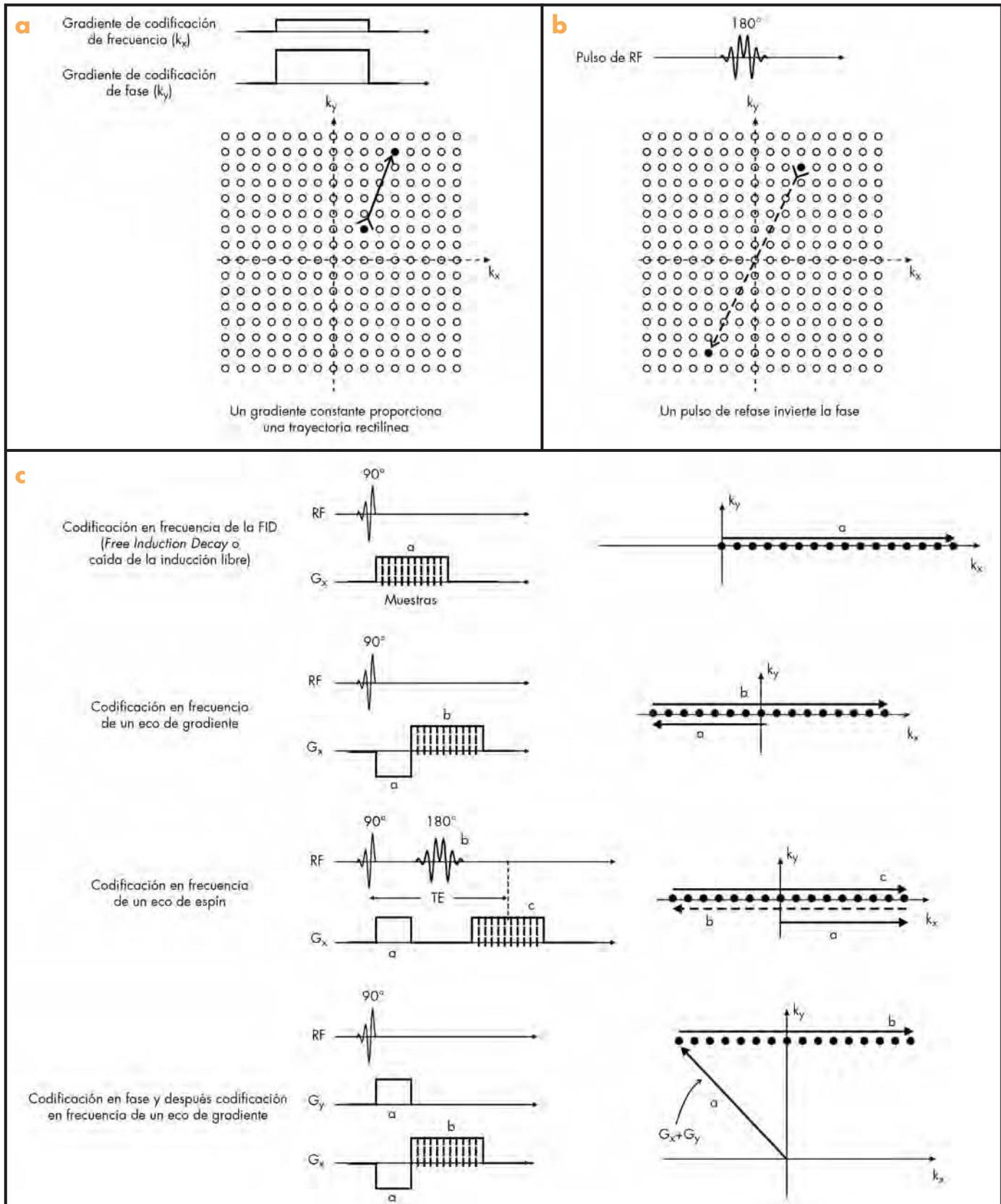


**Figura 5.1.** Correspondencia entre el espacio K y el dominio de la imagen. La imagen se obtiene tras una transformada de Fourier bidimensional (2D) del conjunto de datos del espacio K. Las coordenadas en cada dominio se definen según la ecuación de Larmor. Según el efecto del muestreo parcial de los datos del espacio K se obtiene que: a) el conjunto completo de datos proporciona la imagen con su máxima resolución espacial posible; b) el muestreo central del espacio K produce una imagen de baja resolución (con información del contraste de la imagen); c) la adquisición de los datos periféricos del espacio K (frecuencias espaciales elevadas) muestra sólo la información de los bordes de la imagen (detalles finos); y d) si sólo se adquiere una línea de cada dos del espacio K, el campo de visión se verá reducido a la mitad y, consecuentemente, existirá un artefacto de solapamiento (fold-over) o aliasing en la imagen.



dientes, o mediante pulsos de refase. Al aplicar un gradiente la trayectoria del espacio K será una línea definida por la orientación del gradiente (Fig. 5.3 a). Mientras el gradiente se mantenga constante, la trayectoria será recta. La superposición de dos gradientes no puede producir una imagen ya que la trayectoria resultante representará una línea recta atravesando el espacio K con cierta inclina-

ción. Un pulso de refase provocará un salto de la trayectoria del espacio K alrededor del origen (centro del espacio K, figura 5.3 b). Está claro que la formación de un único eco de espín no permitirá cubrir la totalidad del espacio K, ya que la trayectoria saltaría únicamente entre dos puntos simétricos especulares. Una combinación de ecos de espín y gradientes puede, sin embargo, producir



**Figura 5.3.** Formas de viajar a través del espacio K. a) Bajo un gradiente constante, el sistema de espines viaja a lo largo de una línea recta definida por la dirección del gradiente. b) Un pulso de refase resitúa las coordenadas del espacio K de forma simétrica con el origen. El origen se sitúa siempre en el centro del espacio K. c) Combinando gradientes y pulsos de excitación se consigue situar en el punto del espacio K donde interesa colocar los datos adquiridos.

trayectorias en el espacio K muy eficientes. Todas las técnicas de imagen basadas en el espacio K se fundamentan en alguna combinación de estas formas de viajar a través del espacio K (Fig. 5.3 c).

## Técnicas de llenado del espacio K

### Lecturas parciales del espacio K

El espacio K se rellena a una velocidad de una línea (o varias, con el empleo de múltiples pulsos de  $180^\circ$ ) por cada pulso de excitación. La longitud de la línea (a lo largo de la dirección de frecuencia) es proporcional a la potencia máxima del gradiente de lectura (codificación de frecuencia) y a su duración. La posición de la línea viene determinada por el valor del gradiente de codificación de fase.

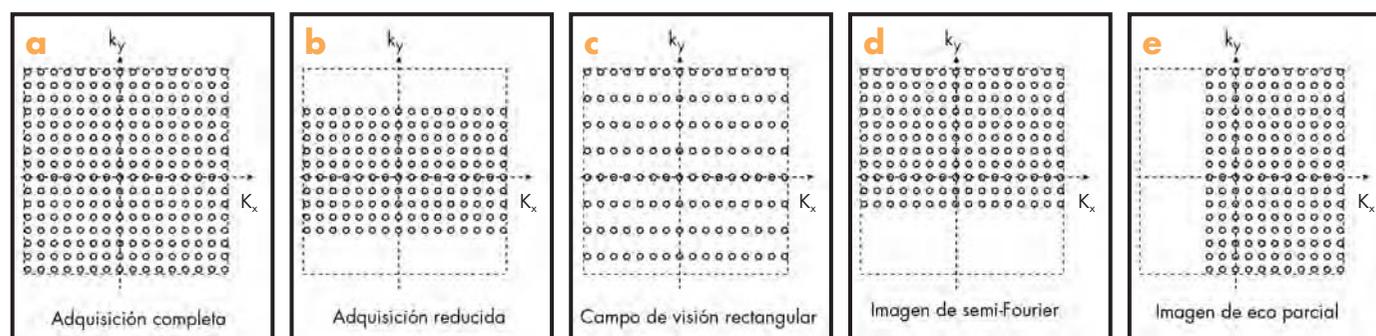
Debido a que cada línea (o conjunto de ellas) del espacio K tarda un tiempo de repetición (TR) en ser adquirida (Fig. 5.4 a), una reducción en el número de codificaciones de fase disminuirá proporcionalmente el tiempo total de adquisición. Las dos técnicas más básicas para acortar el tiempo de adquisición reduciendo las codificaciones de fase se conocen como «adquisición reducida» (Fig. 5.4 b) y «campo de visión rectangular» (Fig. 5.4 c).

### Haciendo uso de la simetría del espacio K

Reducir el tiempo de adquisición de una imagen disminuyendo el número de líneas de codificaciones de fase del espacio K conlleva una reducción de la resolución de la imagen o de su campo de visión.

Existe una excepción a esto, determinada por la simetría y la redundancia inherente a los datos en el espacio K. Los datos almacenados en las frecuencias espaciales positivas están íntimamente ligados a los datos almacenados en las frecuencias espaciales negativas y no son completamente independientes entre sí. Sabiendo el valor de los datos en las frecuencias espaciales positivas, se puede predecir el valor en las frecuencias espaciales simétricas negativas. La simetría del espacio K existe en relación con el punto central del mismo, es decir, el cuadrante inferior izquierdo está relacionado con el cuadrante superior derecho, así como el cuadrante inferior derecho está relacionado con el superior izquierdo.

Cuando ya se han adquirido la mitad de los datos, es decir, una vez que se ha rellenado más de la mitad del espacio K, es posible calcular la parte no adquirida utilizando la propiedad de simetría del espacio K. En función de si se hace uso de la simetría del espacio K en la dirección de codificación de fase o en la de frecuencia, se



**Figura 5.4.** Técnicas de llenado del espacio K. Lecturas parciales (b y c) y uso de la simetría del espacio K (d y e). a) Adquisición completa. b) Adquisición reducida. Se utiliza en la dirección de codificación de fase para disminuir el tiempo de adquisición debido a que adquiere menor número de codificaciones de fase (las líneas centrales del espacio K). El tiempo de adquisición se reduce en proporción al porcentaje adquirido. Si se aumenta el factor de reducción (pasando, por ejemplo, de adquirir el 100 al 70%), se incrementa la S/R debido a que no existe información recogida en las frecuencias espaciales más elevadas. El perfil exterior del espacio K se rellena con ceros. Debido a que se reduce el  $k_y^{\text{máx}}$  adquirido, se aumenta el tamaño del píxel  $\Delta_y$ , lo que implica una disminución de la resolución espacial. Se incrementa el número de artefactos debido al relleno por ceros (efecto de los «anillos de Gibbs»). Debido a que  $\Delta k_y$  es el mismo, el FOV es el mismo. c) Campo de visión rectangular. Reduce el tiempo de adquisición debido a que se adquieren menos codificaciones de fase. Debido a esta disminución del número de datos adquiridos, se reduce también la S/R. Se mantiene la máxima frecuencia espacial  $k_y^{\text{máx}}$ , por tanto se mantiene el tamaño del píxel,  $\Delta_y$  porque el área que cubre el espacio K se mantiene intacta, lo que implica que la resolución espacial no se ve afectada. La separación entre codificaciones de fase,  $\Delta k_x$ , aumenta, lo que implica que el FOV disminuye en la dirección de codificación de fase (FOV rectangular). d) Imagen de semi-Fourier. El espacio K es simétrico respecto a su punto central. Se usa la simetría del espacio K para adquirir poco más de la mitad de las codificaciones de fase, calculando el resto a partir de las ya adquiridas. Se reduce así el tiempo de adquisición. Disminuye la S/R, porque el ruido también se ve copiado en los otros cuadrantes, donde normalmente era aleatorio, y por ello se cancelaba parcialmente. Aumentan los artefactos de movimiento y flujo y se obtiene mayor sensibilidad a las heterogeneidades del campo magnético. Debido a que se adquiere la máxima frecuencia espacial, la resolución espacial queda invariable. La mayor desventaja de esta técnica es la reducción de la S/R, siendo de menor relevancia otros aspectos, como el incremento computacional asociado al cálculo de los datos no leídos del espacio K. Debido a esta reducción de la S/R, se hace necesario un compromiso entre el factor de reducción del tiempo de adquisición y la S/R de la imagen final. Resulta interesante el uso de la técnica de semi-Fourier cuando los tiempos de adquisición resultan demasiado largos y la relación señal-ruido no es crítica exigiendo, al mismo tiempo, una resolución espacial máxima. Resulta particularmente apropiada para adquisiciones con un campo de visión grande y con cortes relativamente gruesos, donde se tendrá una señal fuerte, pudiendo reducir la S/R. También resulta interesante su uso en adquisiciones tridimensionales, dada la duración de éstas y la mayor amplitud de señal disponible. e) Imagen de eco parcial. En lugar de adquirir el eco completo en la lectura de una línea del espacio K, la adquisición es abortada «a mitad de camino», empezando así la lectura de la siguiente línea. Todas las consideraciones relativas a la calidad de la imagen reconstruida comentadas sobre la Imagen de semi-Fourier son aplicables también a este método. El mayor coste de esta técnica es también una importante disminución en la S/R de la imagen reconstruida. La principal ventaja es una reducción del tiempo de eco, factor importante en la reducción de artefactos.

tendrá una «imagen de semi-Fourier» (Fig. 5.4 d) o una «imagen de eco parcial» (Fig. 5.4 e).

### Perfil de llenado del espacio K

Como ya se ha comentado, el contraste de la imagen viene determinado por aquellas codificaciones de fase correspondientes a las bajas frecuencias, es decir, las centrales del espacio K, por lo que el orden en el cual se rellena el espacio K desempeña un papel fundamental en el contraste de la imagen, pues el tiempo de eco (TE) efectivo de la imagen viene marcado por el instante en el que se adquiere la codificación de fase central. Las figuras 5.5 a.1.1-a.1.4 representan los perfiles de llenado más frecuentes.

## Trayectorias del espacio K

### Muestreo rectilíneo del espacio K

La mayoría de secuencias de RM que se utilizan en la rutina clínica se basan en muestreos rectilíneos del espacio K (Fig. 5.5 a), es decir, los puntos muestreados del espacio K se sitúan en una malla rectangular (y normalmente incluso cuadrada) sobre la que se puede utilizar una transformada rápida de Fourier (FFT o *Fast Fourier Transform*). Con procesadores específicamente diseñados para la reconstrucción, fácilmente se pueden llegar a reconstruir decenas de imágenes por segundo. El algoritmo general de la TF 2D para un número comparable de puntos sobre una malla no rectilínea puede llegar a requerir varios minutos por imagen.

Utilizando las dos formas de viajar a través del espacio K descritas anteriormente (Fig. 5.3), las técnicas básicas de muestreo rectilíneo pueden dividirse en técnicas basadas en eco de espín (ES) y en eco de gradiente (EG). En las técnicas de muestreo rectilíneo, al gradiente utilizado durante la adquisición de la señal se le conoce como «gradiente de lectura», mientras que a los gradientes utilizados para llevar la trayectoria del espacio K hasta el punto de inicio de adquisición se les llama «gradientes de codificación de fase».

Un EG se forma mediante la inversión de un gradiente de lectura. En la imagen eco de gradiente convencional sólo se adquiere la parte refasada de la trayectoria del espacio K, mientras que el desfase de la señal y la codificación de fase se realizan antes de la adquisición de los datos. La adquisición se repite después de un TR empleando diferentes incrementos del gradiente de codificación de fase antes de cada paso de adquisición. Utilizando el espacio K, se puede observar fácilmente cómo la imagen eco de gradiente puede generalizarse a una técnica más rápida con menos períodos de excitación mediante el muestreo de más de una línea del espacio K después de cada excitación. Mediante la repetición de la inversión del gradiente y la aplicación de un gradiente de codificación de fase se pueden leer múltiples líneas-K por adquisición con una reducción concordante del tiempo total de adquisición.

### Trayectorias ecoplanares

Van y vienen a través del espacio K describiendo una trayectoria zigzagueante de forma muy rápida y de manera que la totalidad de la matriz del espacio K o una parte importante se rellena en una única ejecución de la secuencia de pulsos. La trayectoria empieza, típicamente, en una esquina del espacio K y termina en la esquina diagonalmente opuesta. Si se adquiere la totalidad de la matriz del espacio K en una única ejecución de la secuencia de pulsos, se denomina «adquisición de disparo único». Si, por el contrario, se requie-

re más de una ejecución de la secuencia de pulsos para adquirir la información deseada del espacio K, la adquisición se denomina «adquisición segmentada o de disparo múltiple».

La trayectoria típica en el espacio K para una técnica de imagen ecoplanar (EPI) se muestra en la figura 5.5 a.2. Cabe resaltar que los puntos adquiridos para esta trayectoria se encuentran situados en una malla, lo que permitirá aplicar una TF para reconstruir la imagen deseada.

A pesar de la concepción similar entre EPI y las técnicas EG, ambos tipos de secuencias tienen implicaciones de imagen y de *hardware* radicalmente distintas por el muestreo secuencial de los puntos del espacio K y las influencias resultantes en la señal de los mecanismos de decaimiento (el decaimiento de la señal con  $T2^*$  reducirá la amplitud de la señal durante la adquisición de los datos). Para la imagen eco de gradiente convencional, incluso con intensidades de gradiente moderadas (= mayores tiempos de adquisición), este efecto es despreciable debido a que los tiempos de adquisición típicos son del orden de los 5-10 ms, considerablemente más cortos que los típicos tiempos  $T2^*$  de los tejidos. En EPI de disparo único, sin embargo, el tiempo total de adquisición para  $n$  líneas K es  $n$  veces más largo, incluso si se desprecia el tiempo necesario para la inversión del gradiente y la codificación de fase. Para tiempos de adquisición moderados esto implicará tiempos totales de adquisición de 1 s o más, lo cual excede la mayoría de valores  $T2^*$  observados en tejidos humanos.

Esto ilustra que EPI requiere necesariamente adquisiciones muy rápidas con el fin de adquirir la totalidad de los datos del espacio K en no mucho más de 100 ms como máximo; de no ser así, la calidad de la imagen se verá deteriorada considerablemente.

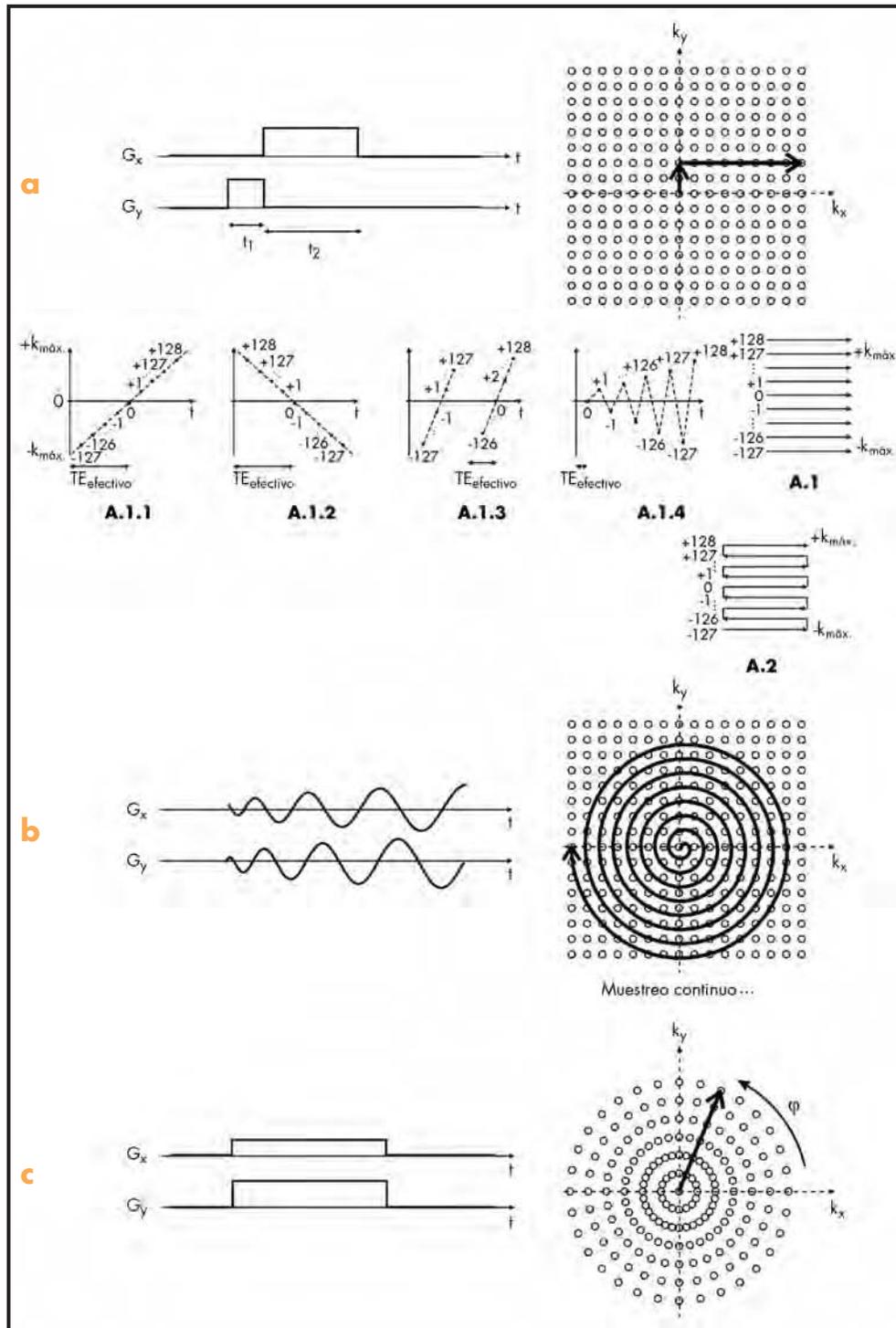
Con gradientes más intensos y más rápidos es factible, por supuesto, adquirir imágenes de alta resolución en tiempos cortos. La desventaja en S/R para tales aplicaciones es, sin embargo, importante, y ha limitado su uso en la mayoría de aplicaciones morfológicas. La técnica EPI ha surgido, sin embargo, como vehículo ideal en la imagen funcional tanto en la activación cerebral basada en el contraste BOLD (*Blood Oxygenation Level Dependent*) como en medidas de perfusión de primer paso o en la imagen de difusión, pero no es una técnica viable para la imagen morfológica de alta resolución.

### Imagen eco de gradiente

En lo que respecta al tiempo total de adquisición, la imagen EG es algo más lenta que EPI debido a la necesidad de una aplicación repetida de los pulsos de excitación. Las secuencias de eco de gradiente que están optimizadas para la velocidad consiguen tiempos típicos del orden de las décimas de segundo utilizando sistemas de gradientes comparables a los de EPI. Debido a la fuerte saturación de la señal causada por los muy cortos TR, la S/R intrínseca es comparablemente baja (pero aún satisfactoria para muchas aplicaciones). La S/R se puede optimizar mediante el uso de ángulos de excitación bajos y/o refases totales de la señal (secuencias rápidas de eco de gradiente con gradientes completamente compensados en cada TR: *bFFE* [Philips], *true FISP* [Siemens] o *Fiesta* [General Electric]).

### Técnicas eco de espín

En las técnicas SE se utilizan pulsos de refase en la construcción de la trayectoria del espacio K. Las técnicas SE convencionales adquieren una línea K por excitación y son idénticas a las técnicas EG en lo que respecta a la estrategia de muestreo del espacio K.



**Figura 5.5.** Trayectorias de muestreo del espacio K. a) Coordenadas cartesianas: imagen de Fourier. Se recorre el espacio K mediante trayectorias rectilíneas. Tras la adquisición del espacio K se puede aplicar la TF con el fin de obtener la imagen deseada. a.1.1, a.1.2, a.1.3, a.1.4) Perfiles de llenado del espacio K. a.1.1) Lineal o secuencial: las distintas codificaciones de fase del espacio K se adquieren del valor del espacio K más negativo al valor del espacio K más positivo, una tras otra y de forma secuencial. Si  $k = -127$  representa la codificación de fase de valor más negativo y  $k = +128$  la codificación de fase de valor más positivo, un perfil de llenado lineal adquiriría las codificaciones de fase en el orden:  $k = -127, -126, -125, \dots, -1, 0, +1, \dots, +126, +127, +128$ . a.1.2) Lineal invertido: el espacio K se rellena de forma lineal, pero adquiriendo primero la codificación de fase de valor más positivo y disminuyendo el valor hasta llegar a la codificación de fase de valor más negativo. Las codificaciones de fase se adquirirían así en el orden:  $k = +128, +127, +126, \dots, +1, 0, -1, \dots, -125, -126, -127$ . En los casos a.1.1 y a.1.2 el TE efectivo está determinado después de haber adquirido la mitad de las codificaciones de fase totales del espacio K. a.1.3) Lineal segmentado (adquisición multishot): si se desea acortar el TE efectivo, se puede realizar una adquisición con un perfil segmentado. De esta manera, las codificaciones de fase centrales del espacio K se pueden adquirir «cerca» de la excitación, reduciendo así el TE efectivo. Se muestra un ejemplo de una adquisición de dos segmentos, en los que las codificaciones de fase que se adquieren son:  $k = -127, -125, -123, \dots, -3, -1, +1, +3, \dots, +125, +127$ , durante el primer segmento y  $k = -126, -124, -122, \dots, -2, 0, +2, \dots, +124, +126, +128$  durante el segundo. a.1.4) Perfil central o bajo-alto (low-

high): se puede acortar todavía más el TE efectivo mediante una adquisición con un perfil central, bajo-alto, en el que se empiezan a adquirir las codificaciones de fase centrales del espacio K para pasar a adquirir, a continuación, los perfiles externos; de ahí su denominación de «bajo-alto», que hace referencia a las frecuencias espaciales del espacio K: bajas primero y altas después. Los perfiles del espacio K se adquirirían en el siguiente orden:  $k = 0, +1, -1, +2, -2, \dots, +127, -127, +128$ . a.2) Trayectoria zigzagueante propia de una trayectoria ecoplanar. b) Trayectoria en espiral. Con el fin de recorrer el espacio K con una trayectoria en espiral se aplica una forma senoidal tanto al gradiente de codificación de lectura como al de codificación de fase. La señal de RM se muestrea de forma continua. Después de la adquisición continua de la señal, se interpolan los puntos obtenidos con el fin de obtener una malla rectangular a la cual se le aplica la TF para obtener la imagen deseada. Como se puede observar, la trayectoria empieza en el centro del espacio K, con lo que el TE puede ser muy corto. Como contrapartida, la identificación de los artefactos debidos al movimiento se complica debido a que aparecen con forma circular, no lineal, como ocurría en una adquisición usando una trayectoria convencional. c) Coordenadas cilíndricas, trayectoria radial: una vez adquiridos los datos se realiza una reconstrucción mediante retroproyección (backpropagation) con el fin de obtener la imagen deseada.

En RARE (*Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*, también conocido como turbo SE o SE rápido) se utilizan múltiples pulsos de refase con el fin de muestrear hasta todas las líneas K por excitación. Para suprimir coherencias no deseadas, la trayectoria del espacio K en RARE ha de ser llevada a la misma posición en el momento de aplicar cada pulso de reenfoque. Esto se consigue utilizando un rebobinador de codificación de fase después de la lectura de cada línea K.

Cabe mencionar que en RARE, a diferencia de en EPI, la dirección del muestreo de los datos es idéntica para todas las líneas K. Por tanto no pueden ocurrir artefactos de  $180^\circ$ . Además, todos los cambios causados por desplazamiento químico, susceptibilidad, etc. son refasados, por lo que los efectos de fase no se acumulan, si no que se reinician en cada línea K, al igual que en las secuencias eco de espín convencionales.

Especialmente la secuencia RARE de disparo único con un contraste muy fuerte en T2 ha demostrado ser extremadamente útil para la imagen de estructuras llenas de líquido, como en la mielografía, la urografía o la colangiopancreatografía por RM.

### Otros muestreos rectilíneos

Existen otras técnicas que, ofreciendo muestreos rectilíneos, deben considerarse aparte de las anteriormente mencionadas. En este apartado podría situarse la técnica conocida como CENTRA (*Contrast-Enhanced Timing Robust Angiography*)<sup>6</sup>, que hace referencia a «angiografía sincronizada con realce de contraste». Para comprender la CENTRA es importante considerar que habitualmente una curva de contraste se compone de una parte de variación rápida y otra de variación lenta y que el espacio K se divide en un sector central (frecuencias espaciales bajas) y otro periférico (frecuencias espaciales altas). En CENTRA se adquieren en primer lugar y durante la parte de variación rápida de la curva de contraste los datos situados en la parte externa del espacio K. El centro del espacio K se muestrea durante la parte de variación lenta de la curva de contraste. Como resultado no aparecen artefactos en anillo, lo cual proporciona más resistencia al método frente a errores de cronometraje. Además, el tiempo disponible para obtener imágenes del sector central es unas dos veces superior a la pendiente utilizada, lo que permite una mejor supresión de la señal venosa.

### Muestreo no rectilíneo del espacio K

Una característica común de todas las técnicas de muestreo rectilíneo es la naturaleza extremadamente homogénea de las trayectorias utilizadas del espacio K: los datos son adquiridos a lo largo de líneas K rectas y bajo gradientes constantes. Ir más allá en el tema de las trayectorias requiere poder conmutar los gradientes muy rápidamente. Además de las trayectorias convencionales para recorrer el espacio K, existen otras nacidas a partir de una manipulación más o menos compleja de los distintos gradientes.

### Trayectorias en espiral

Han ganado enorme interés debido a su uso muy eficiente de los sistemas de gradientes (Fig. 5.5 b). Con el fin de utilizar el algoritmo de la TF, la típica aproximación a la reconstrucción de los datos adquiridos con trayectorias en espiral (u otras trayectorias no rectilíneas) consiste en interpolar primero los datos sobre una malla

rectilínea y después utilizar la TF para realizar la reconstrucción propiamente dicha.

El éxito final de la imagen en espiral está determinado por las propiedades inherentes en la imagen, que son significativamente distintas de las adquisiciones rectilíneas ya que las espirales no tienen una orientación preferente, como en la dirección de lectura y de codificación de fase de las adquisiciones rectilíneas.

Una propiedad favorable de las espirales es la corrección de movimiento inherente a la trayectoria<sup>2</sup>. La naturaleza periódica de las espirales asegura que el movimiento se ve corregido en parte de los datos. Para el resto, el desfase dependiente del movimiento se ve minimizado. Se ha demostrado que las espirales proporcionan una buena calidad de imagen para las estructuras en movimiento, como la sangre en los vasos o incluso el corazón.

### Adquisición radial

Además de las espirales, existen otras trayectorias no rectilíneas del espacio K. La retroproyección o *backprojection* (adquisición radial) utiliza trayectorias en forma de radios (Fig. 5.5 c) y fue de hecho el método utilizado por Paul Lauterbur en su primera demostración de la imagen de RM. La retroproyección permite la realización de tiempos de eco extremadamente cortos y presenta un muestreo lógico del espacio K (mayor densidad de puntos en el centro de la imagen) pero es esta misma cobertura heterogénea del espacio K y su comportamiento relativamente extraño frente a artefactos lo que limita su éxito en la imagen convencional.

### Otras trayectorias

También se han explorado otras trayectorias, como rosetas o incluso trayectorias aleatorias. Una característica común a todas las trayectorias no rectilíneas está relacionada con su naturaleza no periódica, la cual produce artefactos importantes cuando el FOV de la adquisición es menor que el tamaño del objeto.

Para las adquisiciones rectilíneas, esto lleva al artefacto de plegamiento (*fold-over*), que puede ser tolerado siempre y cuando no afecte a estructuras relevantes o incluso puede ser totalmente evitado si ocurre en la dirección de lectura, donde el sobremuestreo puede ser aplicado sin penalización del tiempo de adquisición. El sobremuestreo no es una solución en las adquisiciones no rectilíneas, ya que el campo de visión está determinado por la distancia entre partes adyacentes de la trayectoria, en lugar de por la tasa de muestreo a lo largo de la trayectoria. El sobremuestreo requiere por ello una trayectoria del espacio K más densa con una prolongación concordante del tiempo de adquisición.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Bracewell RN. *The Fourier Transform and its applications*, 3<sup>rd</sup> ed. New York: NY, Mc-Graw-Hill; 1978.
2. Hennig J. K-space sampling strategies. *Eur Radiol.* 1999; 9: 1020-1031.
3. Mezrich R. A perspective on k-space. *Radiology.* 1995; 195: 297-315.
4. Paschal CB, Morris HD. K-Space in the clinic. *J Magn Reson Imaging.* 2004; 19: 145-159.
5. Moratal-Pérez D, Martí-Bonmatí L, Brummer ME, Millet-Roig J, Castells F. Surcando el espacio K para mejorar la imagen por resonancia magnética. *Radiología.* 2004; 46: 133-150.
6. Philips Medical Systems Nederland BV. Manual de Aplicación. *Resonancia Magnética, Achieva Versión 1.2/Intera Versión 1.1.* Año 2004.

# 6

## Secuencias en resonancia magnética

Javier Lafuente Martínez, Juan José Vaquero López y Javier Sánchez González

Las propiedades magnéticas de ciertos núcleos, como el  $^1\text{H}$ , y su comportamiento, inmerso en un potente campo magnético (CM), tienen una gran aplicación en la imagen médica y en el análisis bioquímico. Estas aplicaciones derivan de que las propiedades de relajación y la frecuencia de resonancia de los núcleos dependen del entorno en el que se encuentran. Por lo tanto, diferentes regiones de una muestra biológica producen distintas señales de resonancia magnética (RM). Estas variaciones de la señal, así como su localización espacial, son medidas por medio de las denominadas «secuencias de adquisición». En RM se llama «secuencias de adquisición» a la combinación de pulsos de radiofrecuencia (RF) y gradientes de CM que se aplican de forma ordenada y secuencial, bajo el control de un ordenador, de forma que sean capaces de proporcionar información relevante sobre la muestra. Básicamente, estas secuencias determinan el momento de aplicación y la intensidad de los pulsos de RF y los gradientes de campo para adquirir una imagen con un contraste y una orientación determinados. Los elementos básicos de las secuencias de adquisición son dos: los pulsos de RF y los gradientes de campo. Los pulsos de RF se utilizan para excitar los protones de la muestra, inclinando el vector magnético desde el eje longitudinal  $z$  al plano transversal  $xy$ , de forma selectiva o no, con el fin de poder detectar la señal que emiten al relajarse. Por otro lado, los gradientes de campo hacen que los protones del corte en estudio en el caso de adquisiciones bidimensionales (2B), o de un volumen en caso de que sean tridimensionales (3D), procesan a diferentes frecuencias en función de la orientación del gradiente y de la posición en la muestra.

Una típica exploración de RM consiste en 5-20 secuencias: cada una aporta un tipo particular de información sobre los tejidos, tanto desde el punto de vista anatómico como funcional.

### SECUENCIA ECO DE ESPÍN • SPIN-ECHO (ES)

La secuencia SE convencional, desarrollada por Hahn en 1950<sup>1</sup>, utilizada inicialmente para estudios espectroscópicos, es la más elemental y versátil para la obtención de un estudio de RM, con un contraste entre los tejidos fácilmente reconocible. Hasta hace pocos años ha sido la secuencia más empleada en los estudios de RM, aun-

que actualmente, debido a los largos tiempos de adquisición, sus aplicaciones son muy limitadas. El ciclo de pulsos comienza con un pulso de excitación de  $90^\circ$  que inclina el vector de magnetización al plano transversal (en ocasiones, puede ser mayor o menor de  $90^\circ$ ). Posteriormente, se aplican uno o dos pulsos de  $180^\circ$  para refasar los protones y como consecuencia la señal y obtener uno o dos ecos, respectivamente (Fig. 6.1). Conjuntamente con el pulso de excitación de  $90^\circ$  se aplica un gradiente de campo para obtener una excitación selectiva de un plano de la muestra (selección de corte). En este instante el vector de magnetización es máximo en el plano  $xy$  y mínimo en el eje  $z$  dentro del sistema de coordenadas giratorio del momento magnético de los núcleos. Inmediatamente después del pulso de excitación comienza la caída de inducción libre (FID) haciendo que, a medida que pasa el tiempo, la señal se extinga debido a la incoherencia en la rotación de los protones por alteraciones en el campo magnético (desfase). El desfase se produce porque la velocidad de precesión en diferentes posiciones de la muestra (en este caso dentro de un vóxel) es diferente. Posteriormente, en un momento del ciclo seleccionado por el operador, se aplica un pulso de  $180^\circ$  y se invierten todos los vectores. A partir de ese instante los núcleos tienden a reagruparse por sus diferencias en las velocidades de precesión produciendo lo que se conoce como «eco de espín». Transcurrido un tiempo igual a la separa-

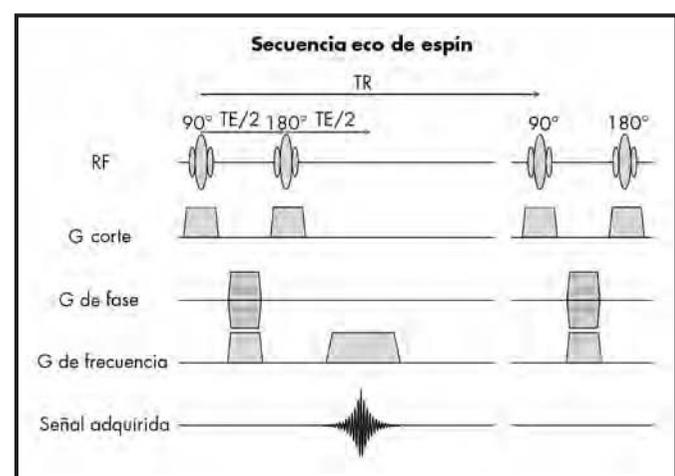


Figura 6.1. Esquema de la secuencia eco de espín convencional.

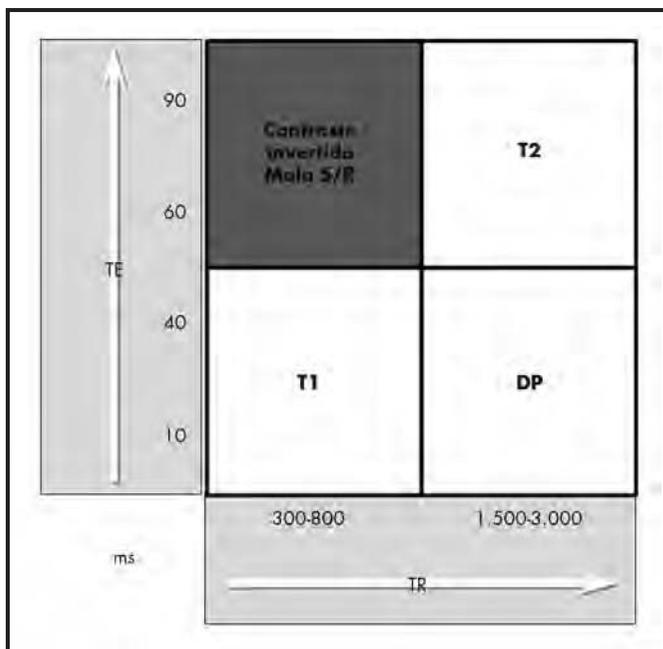
ción entre el pulso de 90° y el de 180°, el eco muestra un máximo en la intensidad debido a que el momento magnético de todos los núcleos vuelve a estar en fase. Inmediatamente después del refase el proceso continúa y el nuevo desfase determina la porción distal descendente del eco. Es importante destacar que el pulso de 180° solamente puede refasar el desfase producido por las heterogeneidades del CM del imán, que son constantes y no cambian con el tiempo, pero no puede corregir las variaciones de campo provocadas por los movimientos de las moléculas de los tejidos, que fluctúan continuamente. La altura del eco disminuye únicamente en función del T2 de los tejidos, mientras que la señal de la FID decae con una constante T2\*. Como consecuencia, una de las ventajas de esta secuencia es su poca sensibilidad a las heterogeneidades del CM principal, bien intrínsecas al propio equipo de RM (el imán), bien las que puedan inducir sustancias internas al organismo (hemosiderina, por ejemplo) o externas, como objetos ferromagnéticos (esquirlas metálicas, por ejemplo). Hay que recordar que inmediatamente después del pulso de excitación, se aplica un gradiente de codificación de fase diferente para cada ciclo, que permitirá resolver las filas en la matriz de la imagen final. Finalmente, durante la lectura del eco se aplica otro gradiente que permite resolver las columnas, el de codificación de frecuencia, rellenándose así completamente el espacio K de la imagen.

El tiempo transcurrido entre el pulso de 90° y el centro del eco cuando la señal es máxima se denomina «tiempo de eco» (TE), mientras que el tiempo que transcurre entre dos pulsos sucesivos de 90° se llama «tiempo de repetición» (TR). El TE controla la ponderación de la imagen debida a la relajación T2 de los tejidos y el TR la ponderación de la imagen relacionada con la relajación T1. La versatilidad de la secuencia SE se basa en la posibilidad de adquirir imágenes potenciadas en T1, en T2 o en densidad de protones (DP) (Fig. 6.2). Estos diferentes contrastes se obtienen variando los parámetros TR y TE en el ciclo de pulsos. Para una potenciación en DP el TR tiene que ser largo y el TE corto. Un TR largo,

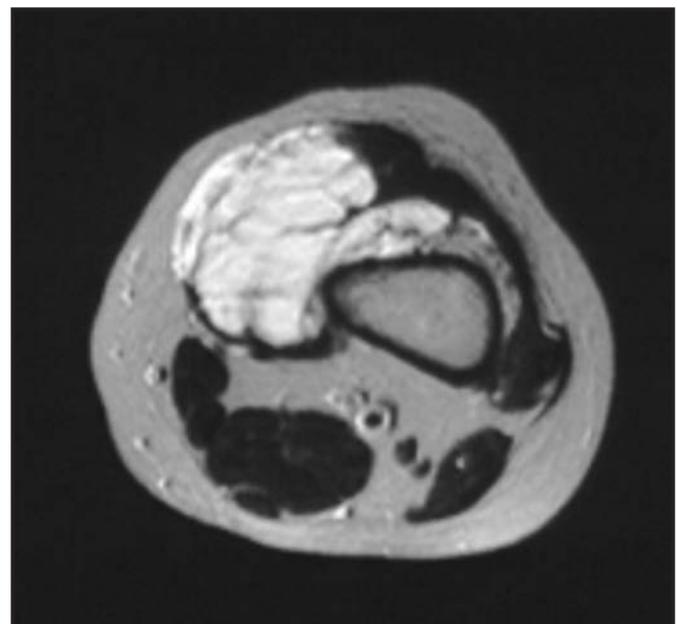
mayor de 1.500-2.000 ms, permite que la relajación T1 de los diferentes tejidos se haya completado en gran medida, evitando un efecto T1 en la imagen y manifestando únicamente la diferencia en densidad de protones. Por otro lado, el TE debe ser lo más corto posible, de 10-25 ms, para evitar que los tejidos manifiesten su relajación T2 en la medida de lo posible. Las imágenes potenciadas en DP tienen una relación S/R alta debido a que, al completarse bastante la relajación T1, los vectores de magnetización longitudinal que se manejan son grandes, tanto mayor cuanto más largo sea el TR. En las imágenes potenciadas en DP los tejidos con mayor concentración de protones por vóxel mostrarán mayor señal y aparecerán más claros en la imagen. En este tipo de imágenes el contraste entre las estructuras suele ser mayor que el esperado para una auténtica potenciación en DP debido a que el TR utilizado habitualmente nunca es lo suficientemente largo para eliminar el efecto T1.

Si al igual que las imágenes ponderadas en DP se mantiene un TR largo, pero en este caso se aplica un TE largo del orden de 80-100 ms, la imagen refleja diferencias de T2 de los tejidos (Fig. 6.3). Los tejidos con un T2 más largo mantienen la magnetización transversal durante más tiempo. Por el contrario, los tejidos con un T2 corto extinguen su señal rápidamente. En las imágenes potenciadas en T2, cuanto más largo es el T2 del tejido, más brillante se ve en la imagen. Los procesos patológicos normalmente brillan por su mayor contenido en agua libre (T2 largo).

Una variante de la secuencia SE clásica consiste en la aplicación de dos pulsos de 180° tras cada pulso de excitación. Cada uno de estos pulsos obtiene un eco con una ponderación distinta cada uno formando dos imágenes con diferente contraste. Con el primer eco (TE corto) se obtiene una imagen potenciada en DP y con el segundo (TE largo) otra ponderada en T2. La imagen del segundo eco tiene una relación S/R peor debido a que el eco más lejano es más débil por efecto del decaimiento T2.



**Figura 6.2.** Cuadro resumen de la potenciación de las imágenes con secuencias SE variando el TR y el TE. Los valores mostrados para los tiempos de las secuencias son para estudios realizados en equipos de 1,5 T.



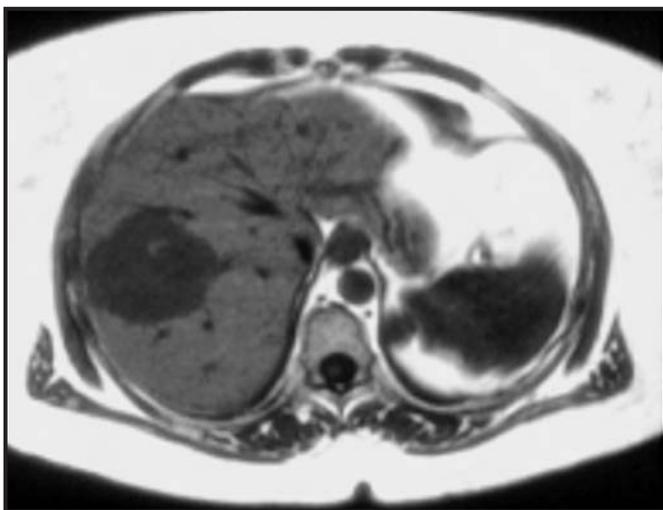
**Figura 6.3.** Corte axial del muslo adquirido con una secuencia SE ponderada en T2. Se observa una gran tumoración de partes blandas con aspecto heterogéneo y una marcada hiperintensidad de señal debido al alto contenido en agua libre. Las zonas hipointensas corresponden a áreas fibrosas.

Para obtener una potenciación en T1 (Fig. 6.4), el TR tiene que ser corto (del orden de 400-600 ms) para estudiar diferencias de relajación T1 de los tejidos antes de que los núcleos alcancen el estado completamente relajado. Para evitar el efecto T2 el TE de la secuencia tiene que ser lo más corto posible. El tejido con un T1 corto, como la grasa, mostrará mayor intensidad de señal, mientras que aquellos tejidos con un T1 largo, como los que contienen mayor cantidad de agua libre o los líquidos, como el líquido cefalorraquídeo, tendrán una señal menor.

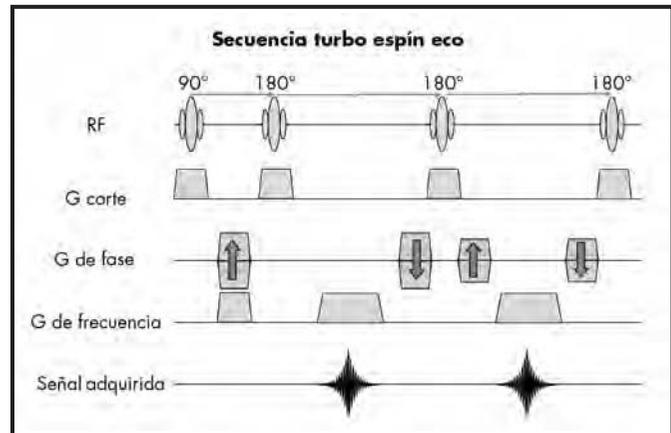
La mayor ventaja de la secuencia SE convencional es la producción de contrastes fácilmente reconocibles y que se corrigen las heterogeneidades del CM por los pulsos de refase de  $180^\circ$ . El inconveniente principal es el largo tiempo de exploración, que en la obtención de imágenes potenciadas en DP y T2 puede alcanzar varios minutos y, como consecuencia, es muy sensible al movimiento y al flujo. Actualmente su aplicación clínica está prácticamente limitada a la obtención de imágenes potenciadas en T1 en exploraciones del sistema musculoesquelético y del sistema nervioso central en estudios pediátricos.

## SECUENCIA TURBO ESPÍN ECO (TSE)

La secuencia *Turbo Spin-Echo* o *Fast Spin-Echo* supuso un avance de relevancia excepcional en el desarrollo de las secuencias rápidas en la RM y en sus aplicaciones clínicas. Las dos denominaciones que recibe esta secuencia, según los fabricantes, son *Turbo Spin-Echo* (TSE) o *Fast Spin-Echo* (FSE). TSE es una secuencia rápida desarrollada comercialmente a partir de la secuencia RARE (*Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*) y fue propuesta por Henning y cols. en la Universidad de Friburgo, apareciendo la primera publicación sobre sus aplicaciones clínicas en el año 1986<sup>2</sup>. Se basa en la secuencia SE multieco convencional, adquiriéndose más de dos ecos tras cada pulso de excitación (Fig. 6.5). El ciclo de pulsos de esta secuencia está formado por un primer pulso de excitación de  $90^\circ$ , como en una secuencia SE, seguido de varios pulsos de refase de  $180^\circ$ . Tras cada pulso de  $180^\circ$ , se produce un eco. La característica principal de la secuen-



**Figura 6.4.** Corte axial del hígado adquirido con una secuencia SE ponderada en T1. Se observa un hemangioma cavernoso de gran tamaño con una señal hipointensa por su gran contenido en agua libre.

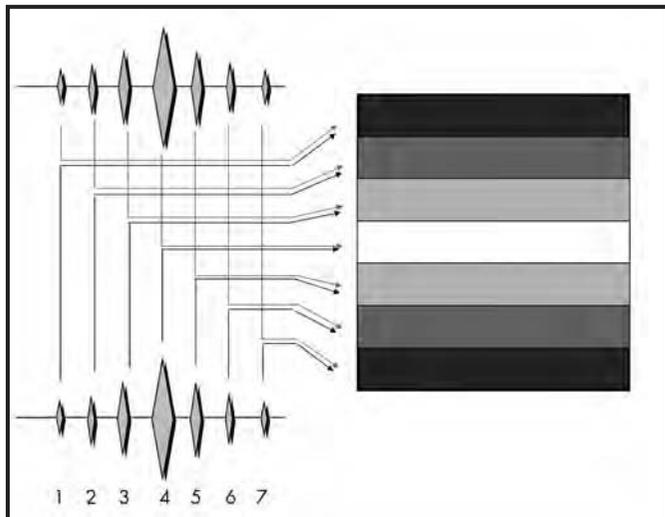


**Figura 6.5.** Esquema de la secuencia turbo espín eco.

cia TSE es que cada eco tiene una codificación de fase distinta y sirven para formar la misma imagen, a diferencia de la secuencia SE convencional con doble eco, en la que cada eco sirve para rellenar una imagen con una ponderación distinta. Por lo tanto, en cada TR se rellenan tantas líneas del espacio K como pulsos de  $180^\circ$ , produciendo normalmente entre 4 y 32 ecos, aunque pueden llegar a formar una imagen completa con un único pulso de excitación (modalidad *single-shot*). La adquisición de varias codificaciones de fase en el mismo TR produce una disminución drástica del tiempo de adquisición, en teoría proporcional al número de ecos del ciclo. El número de ecos que se obtienen en cada TR se denomina «longitud del tren de ecos», *Echo Train Length* (ETL) o factor turbo (FT). Éste puede variar según la potenciación de la imagen, el tipo de barrido del espacio K y la modalidad de disparo múltiple o único (*single shot*). En TSE el ahorro de tiempo no es exactamente proporcional al FT. En general, con la técnica *multi-shot*, el tiempo de adquisición disminuye en un factor 4-5 respecto a SE. Las razones son, en primer lugar, que para mantener la capacidad multicorte es necesario aumentar el TR respecto a la secuencia SE (ahora el TR está ocupado por múltiples ecos), o incrementar el número de paquetes (cuando el número total de cortes no caben en un TR); y en segundo lugar, que el número de repeticiones o adquisiciones (NEX, NAQ) suele ser mayor que en SE, ya que inherentemente esta secuencia tiene peor relación S/R que SE. Este aspecto resulta especialmente importante en secuencias T2 donde tanto el TR como el TE tienen que ser más largos para obtener la ponderación deseada.

El TR es el tiempo que transcurre entre pulsos de excitación de RF sucesivos y su efecto sobre el contraste de la imagen es similar al que tiene en SE, debiendo ser corto para una potenciación en T1 (400-600 ms) y largo para una potenciación en DP y T2 (1.500-2.000 ms). Un TR largo permite que la relajación longitudinal sea más completa y se utiliza para obtener imágenes potenciadas en T2 o DP. En TSE el TR puede alargarse hasta 8.000-10.000 ms, dependiendo del número de ecos y de cortes necesarios. Cuanto mayor es el FT y/o el número de cortes necesarios, mayor tiene que ser el TR debido a que ha de albergar mayor número de sucesos entre dos pulsos de excitación.

Las distintas codificaciones de fase se distribuyen en el espacio K homogéneamente de forma que las codificaciones de fase obtenidas en el mismo TR codifican distintas regiones del espacio K, cada una con un TE distinto (Fig. 6.6). Estas regiones se denominan «segmentos» y cada uno codifica una porción distinta del espacio K de la imagen. En TSE el TE que marca el contraste de la ima-



**Figura 6.6.** Esquema de la distribución de los ecos en los diferentes segmentos en una secuencia turbo spin eco.

gen se llama «tiempo de eco efectivo» (TEef), que es el tiempo transcurrido entre el pulso de excitación y los ecos que se colocan en el segmento central del espacio K y el parámetro fundamental para controlar el contraste de la imagen (T1, T2 o DP), puesto que la parte central del espacio K es la que contribuye principalmente al contraste de la misma. Es importante señalar que, a efectos de contraste, la secuencia TSE puede considerarse «monoeco», donde el TEef tiene el mismo papel que el TE en una secuencia SE.

Las aplicaciones clínicas de TSE son muy variadas. Básicamente se utiliza para la obtención de imágenes potenciadas en T2 de casi todos los órganos y estructuras. Es habitual en las exploraciones de cuerpo la obtención de las imágenes T1 con SE o TSE y T2 con TSE. Otra de las aplicaciones de la secuencia TSE es la obtención de imágenes de alta resolución utilizando matrices de  $512^2$  o incluso hasta  $1024^2$ . En estos casos, utilizando trenes de ecos largos, se compensa parcialmente el aumento de tiempo que conlleva adquirir más líneas del espacio K, consiguiendo así imágenes de alta resolución en tiempos de exploración clínicamente razonables.

El contraste de las imágenes obtenidas con la secuencia TSE muestra algunas diferencias respecto a la secuencia SE convencional, como la baja intensidad de señal que muestran algunos tejidos, como el hígado, el músculo y la sustancia gris; la alta intensidad de la señal de la grasa, similar a la que se observa en SE T1; en general, un menor contraste entre lesiones sólidas y el órgano en el que asientan, como sucede en el hígado; y una peor relación S/R que en SE a igualdad de NEX. Es una secuencia que no debe utilizarse para la detección de lesiones sólidas en órganos parenquimatosos, como tumores primarios o metástasis en el hígado. Sin embargo, las lesiones quísticas y cierto tipo de tumores, como los angiomas, que tienen un T2 largo, se muestran claramente e incluso se pueden caracterizar por su alta intensidad de señal y diferenciarse de otras lesiones sólidas.

En la secuencia TSE es posible la recogida de todos los ecos y, por lo tanto, el relleno de todo el espacio K tras un solo pulso de excitación (un solo TR), que denomina *single-shot-TSE* (SS-TSE). En estos casos se dice que el TR es infinito, ya que existe un único pulso de excitación. Esta técnica es posible gracias principalmente a los recientes avances en *hardware*, un espaciado

entre ecos muy corto (menores de 5 ms), que puede adquirir un corte en tiempo menor a un 1 s. El barrido del espacio K es de tipo lineal y, como consecuencia, la potenciación en T2 muy fuerte debido a que el TEef siempre es necesariamente largo. La aplicación clínica principal de esta secuencia es la demostración de estructuras con un T2 muy largo, como los líquidos. Sus aplicaciones clínicas principales son la colangiografía, colangiopancreatografía y urografía.

### Técnicas half Fourier (HF)

Con la intención de acortar aún más el tiempo de exploración, se ha desarrollado una modalidad de TSE denominada HASTE (*Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin-Echo*), que combina la modalidad *single-shot* TSE con una adquisición *half Fourier* (HF)<sup>3, 4</sup>. Esta secuencia, que aprovecha la simetría hermítica del espacio K, consiste en la adquisición con la técnica TSE de algo más de la mitad del espacio K, generalmente un 60%. Esto quiere decir que se adquiere un 60% del espacio K y el 40% restante, necesario para reconstruir una imagen, se obtiene a partir del procesado matemático de los datos adquiridos, pudiendo rellenar todo el espacio K tras un único pulso de excitación. Debido a la combinación de TSE, HF y *single-shot*, los tiempos de exploración son muy cortos, permitiendo tiempos de adquisición por corte del orden de 0,5-3 s. La secuencia HASTE se utiliza para obtener imágenes potenciadas en T2, acortando aún más el tiempo de adquisición respecto a TSE, como en pacientes poco cooperadores. De manera específica se usa también para la demostración de estructuras líquidas y, debido a que se pueden utilizar TE más cortos, para cualquier estudio T2, específicamente para estudios fetales, en los que la rapidez de la adquisición evita artefactos debidos a los movimientos y además disminuye la energía depositada en el feto debido a la reducción de pulsos de RF.

## SECUENCIA INVERSIÓN-RECUPERACIÓN O INVERSION RECOVERY (IR)

Es, en principio, una modificación de la secuencia SE o TSE (Fig. 6.7). A diferencia de la secuencia SE o TSE, en la secuencia IR el ciclo de pulsos comienza con un pulso de inversión de  $180^\circ$ . El objetivo de este pulso es invertir la magnetización de todos los tejidos en sentido antiparalelo, es decir, hay más núcleos con el momento magnético en sentido opuesto al campo magnético externo que en el mismo sentido. Este pulso permite una fuerte ponderación de los tejidos en relajación T1, puesto que la magnetización longitudinal se recupera desde un valor doble y las curvas de relajación T1 de los tejidos muestran mayor separación y, por tanto, mayor contraste T1 que en la secuencia SE o TSE. Además, puesto que la magnetización tiene que recuperarse desde un valor negativo, existe un momento en el que el valor de los vectores de magnetización de los tejidos es nulo (momento en el que el número de paralelos y antiparalelos es el mismo), lo que se puede aprovechar para anular la señal de determinados tejidos.

En la secuencia IR clásica después del pulso de  $180^\circ$  se espera un tiempo, denominado «tiempo de inversión» (TI), para iniciar una secuencia de adquisición SE convencional con el fin de detec-

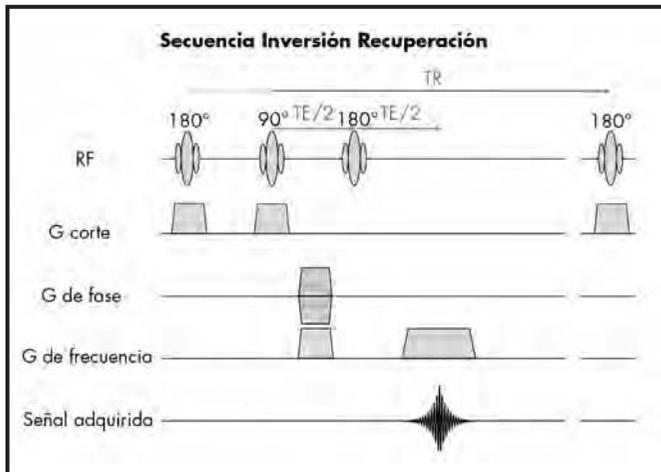


Figura 6.7. Esquema de la secuencia IR.

tar la señal. El T1 es un parámetro que selecciona el operador y que, según su valor, que puede oscilar entre 100 y 3.000 ms, hace que los vectores de magnetización de los diferentes tejidos puedan estar orientados en sentido antiparalelo paralelo, o tener un valor nulo y, como consecuencia, permite controlar el tipo de contraste de la imagen.

Aprovechando la diferencia en los tiempos de relajación entre las diferentes sustancias, se puede utilizar la secuencia IR para anular la señal de un determinado tejido (Fig. 6.8). Después del primer pulso de 180° la magnetización de los diferentes tejidos empieza a crecer. Si el T1 es corto, entre 80-180 ms para un CM de 1,5 T, es posible anular la señal de tejidos con un T1 corto. Los tejidos con T1 más cortos, como la grasa, recuperan más rápidamente la magnetización llegando antes a un valor nulo. El resto de los tejidos, con un T1 más largo, tienen vectores con valores negativos. Si en este instante se aplica una secuencia de adquisición, se obtiene la imagen a la que no contribuye la señal de la grasa. Esta secuencia se denomina «STIR», siglas de *Short Time Inversion Recovery*<sup>5, 6</sup>. Una particularidad de la secuencia STIR es que, al contrario que en SE convencional, los efectos T1 y T2 son aditivos, mientras que en SE las curvas de T1 y T2 se cruzan

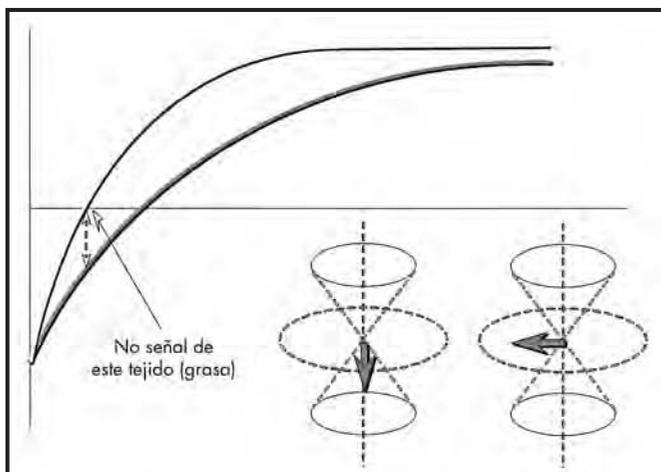


Figura 6.8. Esquema del comportamiento de la magnetización después de un pulso de inversión de 180° y la recuperación de dos tejidos con diferente T1. Marcado en el punto donde se puede anular la señal de las sustancias con T1 corto, como la grasa.

y los efectos T1 y T2 se restan (Fig. 6.9), lo que permite que en las secuencia STIR pueda aplicarse un TE largo para cierta potenciación en T2. El efecto aditivo de T1, T2 e incluso de la DP aumenta la señal de los tejidos patológicos, que tienen un T1 largo. Con la supresión de la señal de la grasa se produce, además, un incremento relativo del contraste; se suprime una estructura de señal intensa y el resto proporcionalmente aumenta su señal. En ocasiones la alta señal del tejido graso es fuente de artefactos de fantasma debidos al movimiento de la pared abdominal. Estos errores se reducen si la señal de este tejido se suprime quedando hipo-intensa en la imagen final. Hay que recalcar que en la secuencia STIR la anulación de la grasa no es selectiva. Únicamente se anula la señal de tejidos con un T1 corto. Para este fin existen técnicas y secuencias de anulación selectiva de la grasa y de otros tejidos, descritas al final de este capítulo.

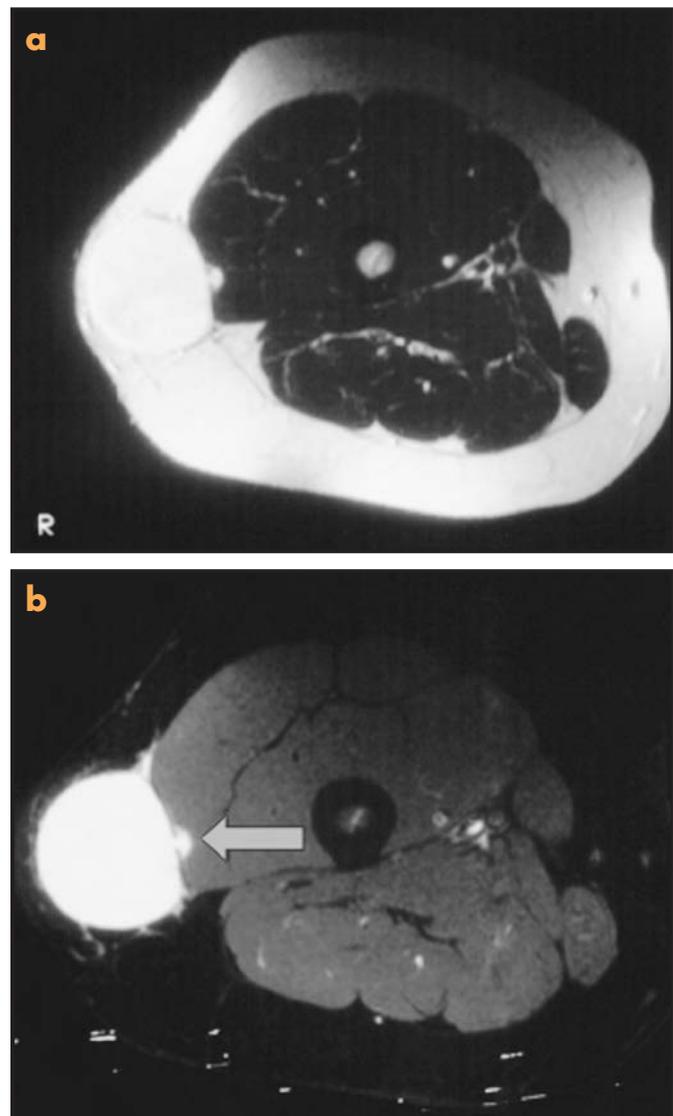


Figura 6.9. a) Corte axial TSE del hígado. b) Secuencia STIR-TSE del mismo corte con una reconstrucción modular. En las imágenes se observa que la metástasis muestra poco contraste en la imagen TSE respecto al parénquima circundante, sin embargo la imagen STIR-TSE evidencia un aumento de contraste de la patología debido al efecto de supresión de la grasa y al efecto aditivo de los procesos T1 y T2 típico en secuencias IR.

Si se aplica un TI largo, 1.600-2.800 ms para un CM de 1,5 T, es posible anular la señal de tejidos, como el líquido cefalorraquídeo. Esta modalidad de la secuencia IR se denomina «FLAIR» y corresponde a las siglas de *Fluid Attenuated Inversion Recovery*<sup>7,8</sup>. El TI depende de la intensidad del CM. Una de las aplicaciones clínicas más importantes de esta secuencia es el estudio de la patología periventricular en el cráneo, como la esclerosis múltiple. En la secuencia FLAIR se anula la señal del líquido cefalorraquídeo y la patología adyacente resalta claramente. Para destacar los procesos patológicos, en este caso las placas de esclerosis, en la secuencia FLAIR se utiliza un TE largo, obteniendo mayor potenciación en T2.

En la secuencia IR existen dos modos de reconstrucción de la imagen: con reconocimiento de fase o reconstrucción real y en magnitud o modular, en la que únicamente se reconocen los vectores por su tamaño. En la reconstrucción real se distinguen los vectores con valor negativo y positivo. Lo más oscuro en la imagen corresponde al tejido con un T1 más largo y lo más claro a un tejido con el T1 más corto. Los tejidos que no dan señal se ven en un tono gris intermedio, que corresponde a la línea basal (paralelos igual a antiparalelos). Este es, además, el tono de gris del fondo (el aire no da señal). En la reconstrucción modular sólo se reconoce la magnitud de los vectores, independientemente de su dirección. La escala de grises comienza en la línea basal, pues no puede existir ningún tejido cuyo vector tenga una magnitud menor de cero. Por lo tanto, lo más oscuro es el tejido que tenga un vector muy pequeño. En este tipo de reconstrucción, si se utiliza un TI con un valor intermedio, tejidos con un T1 muy diferente pueden dar una señal similar, ya que pueden tener un vector de tamaño similar pero de orientación opuesta y no contrastar entre sí. Para evitar este efecto indeseado en este modo de reconstrucción, se utilizan únicamente con un TI corto (el vector de todos los tejidos orientados en sentido antiparalelo o hacia abajo), como en la modalidad STIR, o un TI largo (vector de todos los tejidos orientados en sentido paralelo o hacia arriba), como en la modalidad FLAIR. En ambos casos se pretende que los vectores de todos los tejidos estén orientados en una sola dirección.

Actualmente existen infinidad de variantes de la secuencia IR. En todas se trata de combinar un pulso de preparación de la magnetización (el pulso de  $180^\circ$ ) con otras secuencias, tanto basadas en SE como en eco de gradiente. Muchas son secuencias rápidas que se describen a continuación y se denominan «secuencias con preparación de la magnetización». En otras ocasiones se combina con determinadas modalidades de adquisición, casi siempre con el fin de aumentar el contraste T1 o suprimir la señal de determinados tejidos.

## SECUENCIAS DE ECO POR GRADIENTE (EG)

Las EG<sup>9, 10</sup> surgieron ante la necesidad de acortar los tiempos de exploración y así ampliar las aplicaciones clínicas de la resonancia magnética. Básicamente, existen dos formas de acortar el tiempo de exploración: un relleno parcial del espacio K, con sus diversas modalidades, o acortando la duración de los ciclos de pulsos reduciendo el TR. Las secuencias que se basan en la reducción del TR son las secuencias EG, en las que se aplican ángulos de excitación limitados. El aspecto fundamental de estas secuencias es que el eco no se obtiene mediante un pulso de refase de  $180^\circ$  como en SE, sino mediante la aplicación de gradientes bipo-

lares en la dirección de codificación en frecuencia (Fig. 6.10). Tras el pulso de excitación y la codificación de fase, se aplica un gradiente en la dirección de codificación en frecuencia por un espacio de tiempo limitado, forzando un desfase en la precesión de los protones de la muestra durante la FID. Posteriormente, se invierte el sentido del gradiente y los protones que habían experimentado un campo mayor ahora experimentan uno menor, y viceversa. Esta inversión hace que los protones se refasen, dando lugar a un eco. El eco obtenido tiene la misma amplitud que tendría la FID si no se hubieran aplicado los gradientes. Este tipo de refase por gradientes sólo refasa los protones que fueron desfasados por la acción del propio gradiente. Los desfases producidos por las heterogeneidades del campo magnético del imán y por los propios tejidos no se corrigen en las secuencias EG, obteniendo un contraste T2\* de la muestra y no T2, como ocurría en la secuencia SE. Por este motivo, en la secuencias EG se deben utilizar TE cortos, porque todos los mecanismos de desfase mencionados condicionan un decaimiento muy rápido de la señal.

La inclinación del vector de magnetización, también denominado *flip angle* (FA), varía normalmente en este tipo de secuencias entre  $10^\circ$  y  $70^\circ$ . Cuanto mayor es el ángulo, mayor es la componente transversal  $M_{xy}$  y, por tanto, la señal. El inconveniente de utilizar ángulos grandes es que se precisa un tiempo más largo para la recuperación de la componente longitudinal de la magnetización ( $M_z$ ) alargando el TR. Lo contrario sucede con ángulos pequeños, en los que el TR puede ser muy corto, pero la señal menor.

En las secuencias EG es posible acortar de manera notable tanto el TR como el TE respecto a la secuencia SE. En SE la aplicación de un pulso de refase de RF ocupa un determinado tiempo y el TE es relativamente largo (no menor de 10-15 ms). En las secuencias EG la aplicación del gradiente de desfase y refase es mucho más rápida que la de un pulso de RF, y el TE puede acortarse notablemente, pudiendo obtener TE menores de 1 ms.

Antes de continuar hay que reseñar que la complejidad del contraste que pueden mostrar algunas secuencias EG se debe a que a la señal no sólo contribuye el eco obtenido tras el refase. Cuando el pulso de excitación se repite rápidamente (TR muy cortos), se establece una situación compleja denominada «estado estacionario, o estado estacionario para la precesión libre» (*Steady State Free Precession* o *SSFP*), en la que antes de cada pulso, además de la componente longitudinal de la magnetización, persiste otra transversal (magnetización transversal residual), sobre todo en tejidos

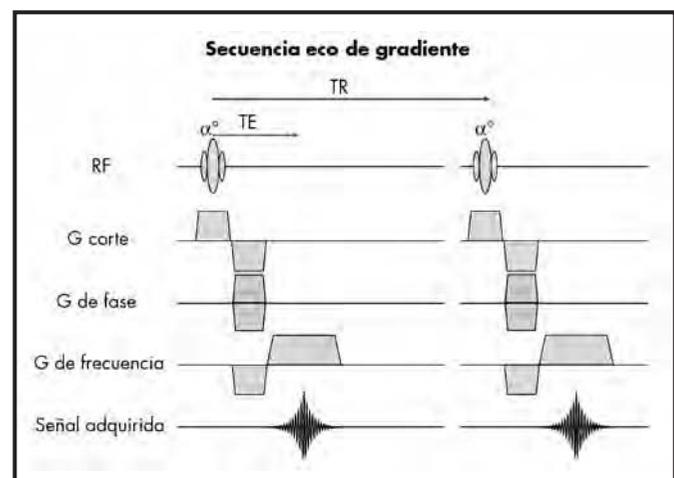


Figura 6.10. Esquema de la secuencia eco de gradiente.

con un T2 largo, produciéndose una señal continua de amplitud variable. Para complicar aún más la situación, en el estado estacionario, además del eco por gradiente, por cada dos pulsos de RF se produce un eco de espín y por cada tres un eco estimulado. De ahí la complejidad de la señal y, como consecuencia, el contraste de las imágenes en algunas secuencias EG.

Las secuencias EG rápidas se clasifican básicamente según se trate la magnetización transversal residual en dos grupos: incoherentes, en las que, mediante gradientes o pulsos de RF, al final de cada ciclo se destruye la magnetización transversal residual, y coherentes, en las que, al final del ciclo, la magnetización transversal se mantiene o se refasa parcial o totalmente.

### Las secuencias de eco por gradiente incoherentes

En primer lugar se describen las primeras secuencias EG que se utilizaron en la práctica clínica: se trata de un grupo de secuencias EG más «lentas»: o «clásicas», que utilizan TR relativamente largos y que no alcanzan por ello el estado estacionario. Este tipo de secuencias EG se utilizan preferentemente para obtener imágenes potenciadas en T2, con especial utilidad en el sistema musculoesquelético, y en ciertos estudios del sistema nervioso central. En ellas el ángulo de inclinación, además del TR y el TE, determinan el contraste en la imagen. Un ángulo pequeño (10-30°), junto a un TR largo (200-500 ms) y un TE largo (10-20 ms), potencian la imagen en T2\*. Si el ángulo es grande (mayor de 45°), el TE corto y el TR corto, la imagen se potencia en T1, y si el TR es largo y el TE corto, en DP. En estas secuencias, y aunque no se pueden considerar claramente en el grupo de las secuencias de estado estacionario, para prevenir la contaminación de los siguientes TR por una posible magnetización transversal residual, sobre todo en tejidos con un T2 largo, ésta se suele destruir (*spoiling*) mediante gradientes o pulsos de RF.

Las secuencias EG incoherentes más rápidas se utilizan actualmente para estudios dinámicos o vasculares y tienen potenciación en T1 o DP. El ángulo es pequeño o intermedio y TR y TE muy cortos. El contraste inherente es pobre, pero se puede aumentar mediante pulsos de preparación de la magnetización (180°) y con la administración de contraste intravenoso.

### Las secuencias de eco por gradiente coherentes

En ellas la magnetización transversal residual se mantiene sólo parcialmente; constituyen un grupo de secuencias en claro desuso. En este grupo se incluyen las secuencias FISP (*Fast Imaging with Steady State Presión*), CE-FFE (*Contrast Enhanced Fast Field Echo*), GRASS (*Gradient Recalled Acquisition in the Steady State*) y otras mucho más complejas, como PSIF (modificación de FISP), T2 CE-FFE (señal de SE + STE y TE doble que TR) y DESS (*Dual Echo Steady State*). Con todas se obtienen imágenes potenciadas en T2\* y su principal inconveniente es la alta sensibilidad al movimiento y al flujo. Las secuencias EG coherentes, en las que la magnetización transversal residual se mantiene o refasa totalmente, constituyen un conjunto moderno de secuencias rápidas que reciben distintas denominaciones según el fabricante: True Fisp (Siemens), Balanced (Philips) o Fiesta (GE). Estas secuencias se caracterizan por que los pulsos de gradientes se equilibran o compensan (*balanced*) en las

tres direcciones del espacio, de tal manera que al final de cada TR la fase neta total de los protones es cero; no hay desfase, y por lo tanto tampoco pérdida de señal producida por los gradientes. Es importante señalar que todos los gradientes, el de selección de corte, el de codificación de fase y el de codificación de frecuencia, además de cumplir esa función específica, varían la intensidad del campo dentro del vóxel produciendo un desfase indeseado. Para que las imágenes obtenidas con este tipo de secuencia estén libres de artefactos, es preciso que el CM sea extremadamente homogéneo y los gradientes muy rápidos y potentes. En estas secuencias se utilizan TR del orden de 2 a 7 ms y TE muy cortos, aproximadamente la mitad que el TR, lo que se logra gracias a los avances en la tecnología de las bobinas de gradientes. La adquisición suele ser 2D (corte a corte) y el tiempo de adquisición de cada corte oscila entre 0,6 y 3 s. En estas secuencias la señal se obtiene sumando dos componentes: la FID en la parte inicial del ciclo y el SE y el eco estimulado en la parte final, haciéndolas coincidir de manera coherente. El contraste obtenido es complejo, T1 /T2\*. En las imágenes brillan especialmente los líquidos y la sangre en los vasos arteriales y venosos.

Las imágenes obtenidas con estas secuencias, en las que la magnetización transversal residual se refasa totalmente, tienen una alta S/R y sus aplicaciones clínicas son múltiples: estudios del sistema musculoesquelético, abdominales, de líquidos, cardíacos (especialmente estudios de función con reconstrucción en modo cine) y vasculares de grandes y medianos vasos sin medio de contraste. En todas las secuencias EG, la sangre se muestra hiperintensa, pero además los gradientes de compensación en las tres direcciones del espacio minimizan todavía más cualquier efecto de desfase y la sangre, así como los líquidos, brillan aún más. De manera característica, se observa un borde negro que delimita algunas estructuras, especialmente las que están rodeadas de grasa debido al efecto de susceptibilidad magnética.

## SECUENCIAS TURBOECO POR GRADIENTE (TEG)

**A**nteriormente se ha visto cómo se puede utilizar un pulso de inversión de 180° para manipular el contraste de la imagen (secuencia IR). Existe un grupo de secuencias EG rápidas en las que la magnetización se prepara para aumentar el contraste T1 aplicando al inicio del ciclo un pulso de inversión de 180°. Posteriormente, durante la relajación longitudinal, después de un tiempo (TI), se efectúa la adquisición de datos con una secuencia EG con TR y TE muy cortos (módulo de adquisición). Con estas secuencias es habitual adquirir cortes en 1 s o menos. Las diferentes siglas y los acrónimos de este tipo de secuencias son: *Fast-GRASS* (FGR), *Fast Spoiled-GRASS* (FSPGR), *Magnetization-Prepared RAPid Gradient-Echo* (MP-RAGE), *Turbo Field-Echo* (TFE) y *Turbo Fast Low-Angle SHot* (Turbo FLASH). La mayoría son equivalentes y la denominación depende del fabricante. La diferencia fundamental entre las secuencias EG y las turbo-EG es que en las primeras los datos se adquieren mientras las magnetizaciones (longitudinal y transversal) están en estado estacionario (*steady state*), mientras que en turbo-EG los datos se adquieren mientras la magnetización evoluciona y alcanza progresivamente el estado estacionario. La principal indicación de la secuencia turbo-EG es la adquisición de imágenes rápidas con posibilidad de manejo del contraste. Es especialmente

útil para estudios dinámicos del abdomen con adquisiciones 2D o 3D e imágenes potenciadas en T1 por la rapidez de adquisición y la escasa presencia de artefactos por movimiento, aun adquiriéndose durante la respiración.

## SECUENCIA ECOPLANAR (EPI)

### Secuencias rápidas con técnica ecoplanar (EPI)

La técnica EPI (*Echo Planar Imaging*) permite obtener imágenes ultrarrápidas y fue originalmente descrita por Mansfield en 1977<sup>11</sup>, aunque los requerimientos técnicos, tanto de *software* como de *hardware*, no han permitido hasta hace pocos años su utilización clínica. La técnica EPI en su forma clásica se basa en la utilización de una secuencia EG. Tras un único pulso de excitación  $\alpha$ , utilizando la técnica de gradientes, con pulsos rápidos oscilantes se adquieren múltiples ecos muy rápidamente. Cada eco se codifica con una fase diferente, puesto que en los cambios de polaridad de los gradientes de codificación en frecuencia se introduce un pulso de gradiente para aumentar la fase y así adquirir la siguiente codificación de fase (Fig. 6.11). Esta estrategia permite rellenar el espacio K de una forma muy eficiente. Todos los ecos se recogen en un período de tiempo muy corto, comprendido entre 50-100 ms, para una adquisición *single-shot*. Por lo tanto, la rapidez de la secuencia se basa en la lectura completa del espacio K tras un único pulso de excitación, junto con la técnica de ecos por gradientes (Fig. 6.12). La técnica EPI de disparo único tiene dos inconvenientes fundamentales: en primer lugar, su alta sensibilidad a los efectos de susceptibilidad magnética, ya que son imágenes fuertemente potenciadas en T2\* (por ejemplo, en la región facial o en la fosa posterior aparecen zonas de distorsión de la imagen e incluso pérdida de señal); y en segundo lugar, muestra un desplazamiento químico muy marcado debido a la lectura continua de todo el espacio K y al ancho de banda de recepción utilizado. Este desplazamiento químico tan acentuado obliga a anular la señal de la grasa de manera rutinaria. La técnica SS-EPI se utiliza cuando es necesaria una máxima rapidez con detrimento de la resolución, como en los estudios de estimulación cerebral.

La técnica EPI a partir de un eco de espín (SE-EPI), en vez de un eco de gradiente, es actualmente la más utilizada para las aplicaciones clínicas, desde el estudio del sistema musculoesquelético

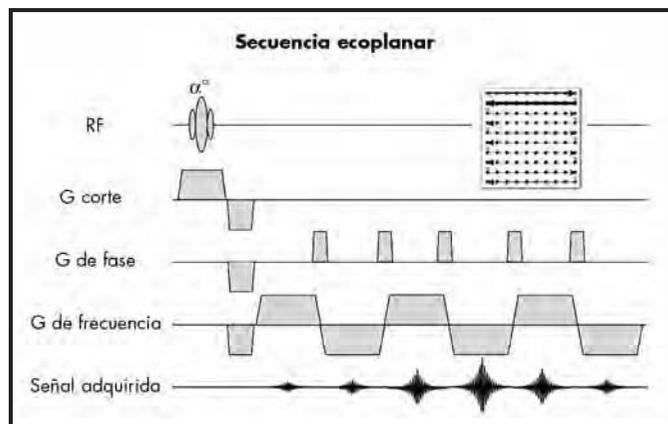


Figura 6.11. Esquema de la secuencia ecoplanar.

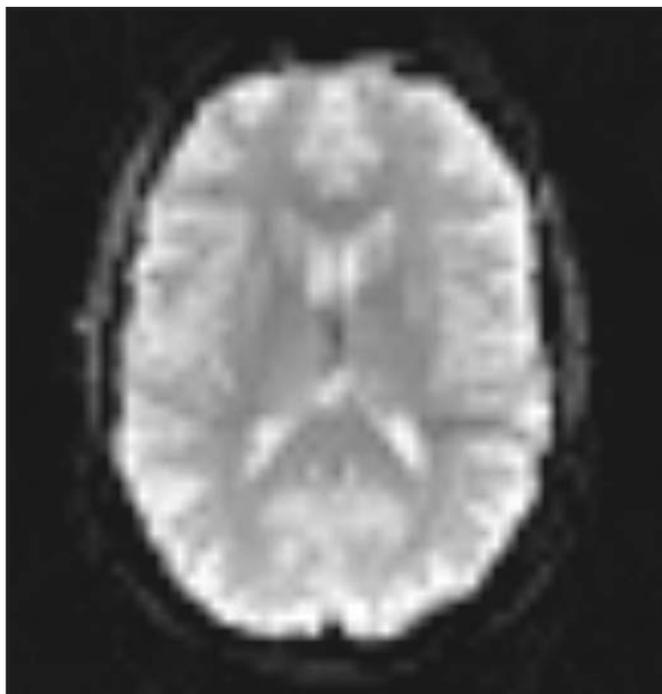


Figura 6.12. Imagen axial del cerebro adquirido con una secuencia EPI de disparo único, adquiriendo un volumen de  $64 \times 64 \times 16$  píxeles en 4 s. En la imagen se observa el escaso contraste entre los distintos tejidos que forman el parénquima cerebeloso.

y el abdomen, hasta los estudios de difusión cerebral. El ciclo comienza con un pulso de  $90^\circ$  y después de un pulso de refase de  $180^\circ$ , como en SE, y se forma un eco. Los ecos de gradiente se forman a partir de este eco de espín. En la modalidad de disparo único el TE es necesariamente largo, obteniendo una potenciación en T2, y como toda la imagen se adquiere en un solo disparo, no existe efecto T1. Para potenciar en T1 es preciso aplicar técnicas de preparación del contraste (prepulso de inversión) y segmentar la adquisición. Con las técnicas EPI de disparo múltiple el espacio K se divide en segmentos de manera análoga a lo que se puede hacer con TFE o TSE. Aunque las técnicas de disparo múltiple reducen el factor EPI, permiten mejorar la señal y aumentar las matrices.

Las aplicaciones de EPI se derivan de la mayor velocidad de adquisición; las indicaciones principales son la perfusión, la difusión, la activación cortical y en teoría siempre que sea necesario reducir el tiempo de exploración y, como consecuencia, la reducción de artefactos por movimiento, como en abdomen y tórax. En las exploraciones de cuerpo se utiliza la modalidad segmentada, por lo que los tiempos de adquisición son mayores que en la modalidad de disparo único.

Otra secuencia que se basa en un principio similar es la denominada «TGSE» (*Turbo Gradient and Spin Echo*), o más comúnmente «GraSE» (*Gradient and Spin-Echo*). Se trata de una secuencia híbrida entre TSE y EPI en la que se aprovecha la calidad de imagen y la ponderación T2 de la primera y la velocidad de la segunda. Se adquieren múltiples ecos de espín (como en TSE) y un pequeño número de ecos de gradiente por cada eco de espín. La «descomposición» de los ecos de espín en múltiples ecos por gradiente se realiza, como en EPI, con gradientes de lectura rápidos oscilantes. Con estos ecos, que reciben distintas codificaciones de fase, se rellenan múltiples líneas del espacio K. El número de pulsos de  $180^\circ$  es el FT y el número de ecos por gradiente es el factor EPI (EF), sien-

do ambos parámetros los que determinan la velocidad de la secuencia. El contraste en la secuencia GraSE se obtiene de manera similar a TSE, predominando el contraste T2 (de los ecos de espín) sobre el contraste T2\* de los ecos de gradiente. La aplicación de menos pulsos de refase que en TSE disminuye el efecto transferencia de magnetización con menor pérdida de señal de algunas estructuras y disminución del efecto por acoplamiento J, por lo que en las imágenes T2 la grasa no brilla como en TSE.

## SECUENCIAS ESPECIALES

### Secuencias específicas para estudios dinámicos

Los diferentes fabricantes de equipos de RM han desarrollado secuencias específicas para estudios dinámicos (VIBE de Siemens, THRIVE de Philips y FAME de General Electric), que mezclan la propia secuencia rápida, generalmente una secuencia EG con preparación de la magnetización (como TFE), con una adquisición en modo 3D, con saturación de la grasa, y en ocasiones con técnicas de aceleración de la adquisición (técnicas en paralelo). En todas se pretende que el vóxel sea isométrico para que las reconstrucciones secundarias en múltiples planos (MPR) se efectúen sin pérdida en la resolución. Con estas secuencias, el tiempo de adquisición de cada fase del estudio dinámico suele oscilar entre 10 y 20 s, dependiendo del número de particiones (cortes reconstruidos), realizándose cada una en apnea.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Hahn EL. Spin Echoes. *Phys Rev.* 1950; 80 (4): 580-594.
2. Henning J, Nauerth A, Friedburg H. RARE-imaging: a fast imaging method for clinical MR. *J Magn Reson Med.* 1986; 3: 823-833.
3. Kiefer B, Grässner J, Hausmann R. Image acquisition in a second with half-Fourier acquired single shot turbo spin echo. *J Magn Reson Imaging.* 1994; 4: 86.
4. Margosian P, Schmitt F, Purdy D. Faster MR imaging: imaging with half the data. *Health Care Instrum.* 1986; 1: 195-197.
5. Smith RC, Constable RT, Reinhold C, McCauley T, Lange RC, McCarthy S. Fast spin echo STIR imaging. *J Comput Assist Tomogr.* 1994; 18 (2): 209-213.
6. Bydder GM, Pennock JM, Steiner RE, Khenia S, Payne JA, Young IR. The short T1 inversion recovery sequence-an approach to MR imaging of the abdomen. *Magn Reson Imaging.* 1985; 3 (3): 251-254.
7. Hittmair K, Umek W, Schindler EG, Ba-Ssalamah A, Pretterklieber ML, Herold CJ. Fast flair imaging of the brain using the fast spin-echo and gradient spin-echo technique. *Magn Reson Imaging.* 1997; 15 (4): 405-414.
8. Hajnal JV, Bryant DJ, Kasuboski L, Pattany PM, De Coene B, Lewis PD, y cols. Use of fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequences in MRI of the brain. *J Comput Assist Tomogr.* 1992; 16 (6): 841-844.
9. Elster AD. Gradient-echo MR imaging: techniques and acronyms. *Radiology.* 1993; 186 (1): 1-8.
10. Haacke EM, Wielopolski PA, Tkach JA. A comprehensive technical review of short TR, fast, magnetic resonance imaging. *Rev Magn Reson Med.* 1991; 3: 53-170.
11. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin-echoes. *J Phys C.* 1977; 10: L55-L58.



# 7

## Calidad de la imagen en resonancia magnética

Laura Oleaga Zufiría

### INTRODUCCIÓN

Existen diversos parámetros en la imagen de resonancia magnética (RM), que pueden ser seleccionados antes de comenzar una exploración, que contribuyen a la calidad de la imagen. Es necesario conocerlos y elegir los más adecuados a cada supuesto clínico para conseguir una adecuada calidad de imagen.

El objetivo que se debe perseguir al planificar un estudio de RM es conseguir una buena imagen con una señal y un contraste adecuados, con buena resolución y en un tiempo de adquisición tolerable por el paciente; para ello es necesario un conocimiento en profundidad de los factores responsables de la calidad de imagen.

Son cuatro los factores responsables de la calidad de la imagen:

1. Relación señal/ruido.
2. Relación contraste/ruido.
3. Resolución espacial.
4. Tiempo de adquisición de la imagen.

### SEÑAL/RUIDO (S/R)

Representa la relación entre la amplitud de la señal recibida por la antena y la media de la amplitud del ruido, que a su vez es recogido por la misma.

La señal es el voltaje que induce en la antena receptora el movimiento de precesión en el plano transversal del vector neto de magnetización.

El ruido procede de las imperfecciones del sistema de RM, del propio proceso de adquisición de la imagen y de factores provenientes del paciente, como el movimiento<sup>1</sup>.

La calidad de la imagen se puede mejorar aumentando la señal y disminuyendo el ruido. Esto no siempre es posible, pues como se ve a lo largo de este texto, existen parámetros de imagen que aumentan la S/R pero que también afectan a otros factores que contribuyen a la calidad de la imagen y pueden entrar en conflicto con éstos, como la resolución espacial y el tiempo de adquisición.

Los parámetros que influyen en la S/R son los siguientes:

- Densidad de protones del área en estudio.
- Volumen del vóxel.
- Tiempo de repetición (TR), tiempo de eco (TE) y ángulo de inclinación del vector de magnetización.

- Número de adquisiciones o excitaciones.
- Anchura de la banda de recepción.
- Tipo de bobina.

La cantidad o densidad de protones del área en estudio determina la amplitud de la señal recibida; un tejido con gran cantidad de protones proporcionará más señal que un tejido con escaso número de protones<sup>1</sup>.

El vóxel representa un volumen de tejido del paciente y se define como la unidad tridimensional de una imagen con tres ejes, dos forman el área o píxel y el tercero lo constituye el grosor de corte<sup>1</sup> (Fig. 7.1).

El píxel es el área o unidad de imagen digital en dos dimensiones; la intensidad de señal visualizada en un píxel está constituida por la señal de resonancia generada por cada unidad de volumen del paciente o vóxel<sup>1</sup> (Fig. 7.2).

El área del píxel está determinada por el campo de imagen seleccionado (FOV) y la matriz o número de píxel en que se divide el FOV.

Área del píxel = dimensiones FOV/ tamaño de la matriz.

La S/R es proporcional por tanto al volumen del vóxel y a cualquier parámetro que altere el tamaño de éste. El volumen del vóxel se puede modificar variando el grosor de corte o el área del píxel<sup>1-4</sup>.

Si se aumenta el grosor de corte, se incrementa la S/R. El área del píxel se puede modificar variando el FOV o la matriz. Si se mantiene la matriz constante y se aumenta el FOV, se incrementa el área del píxel y por tanto aumenta la S/R. Manteniendo constante

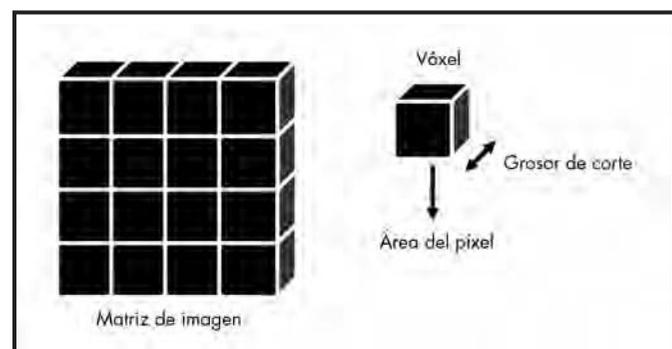
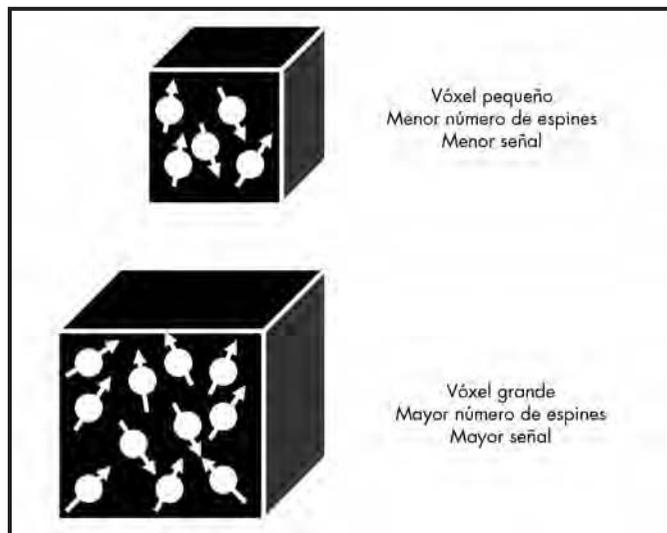


Figura 7.1. Esquema que representa el volumen, vóxel o unidad de tejido del paciente y el píxel o unidad de imagen en dos dimensiones.



**Figura 7.2.** Esquema que representa la cantidad de núcleos de hidrógeno en cada vóxel de diferente tamaño y su influencia en la señal obtenida.

el FOV, si se incrementa el área del píxel, disminuyendo la matriz, también aumenta la S/R (Tabla 7.1).

El número de líneas de espacio K obtenidas en el eje de codificación de fase, variando la intensidad del gradiente de codificación de fase para adquirir cada una de esas líneas, determina el número de píxel del eje de codificación de fase de una imagen de RM<sup>1-4</sup>. Si se aumenta el número de codificaciones de fase, la S/R se incrementa proporcionalmente en una relación:

$$S/R \propto 1/\sqrt{\text{número de codificaciones de fase}}$$

El número de píxel también está determinado por el número de codificaciones de frecuencia: si se incrementa el número de codificaciones de frecuencia, la S/R se incrementa en la misma proporción que la señalada para las codificaciones de frecuencia:

$$S/R \propto 1/\sqrt{\text{número de codificaciones de frecuencia}}$$

El TR también influye en la S/R. El TR controla la recuperación de la magnetización longitudinal antes de enviar el siguiente pulso de radiofrecuencia (RF). Un TR largo permite una recuperación completa de la magnetización longitudinal, que estará preparada y disponible en su totalidad para recibir el siguiente pulso, aumentando de esta manera la señal (Tabla 7.1). Si se emplea un TR corto, no se logra una recuperación completa de la magnetización lon-

gitudinal, por tanto el vector de magnetización disponible en el plano longitudinal para recibir el siguiente pulso será menor, con la consiguiente disminución de la señal<sup>1,5</sup>.

El TE determina la caída o pérdida de la magnetización que se produce en el plano transversal antes de recoger el eco de la señal. Si se utiliza un TE corto en la secuencia, la pérdida de la magnetización en el plano transversal antes de recoger el eco de la señal es pequeña (Tabla 7.1). Sin embargo si se emplea un TE largo, la pérdida de la magnetización en el plano transversal antes de recoger el eco de la señal es muy grande<sup>1,5</sup>.

El ángulo de inclinación del vector de magnetización longitudinal también influye en la relación S/R. El ángulo determina la cantidad de magnetización que se genera en el plano transversal. Las secuencias eco del espín (ES), que utilizan un ángulo de 90°, proporcionan mayor señal (Tabla 7.1), pues toda la magnetización longitudinal es desplazada al plano transversal para ser recogida. En las secuencias eco de gradiente (EG) que utilizan ángulos inferiores a 90°; solamente una parte de la magnetización longitudinal es desplazada al plano transversal, por tanto la señal será menor<sup>1,5</sup>.

El número de adquisiciones o excitaciones representa el número de veces que se repite la recogida de datos. Si se aumenta éstas, se incrementa la S/R (Tabla 7.1).

La S/R es proporcional a la raíz cuadrada de número de adquisiciones:

$$S/R \propto \sqrt{\text{número de adquisiciones o excitaciones}}$$

La banda de recepción constituye la frecuencia de muestreo del eco, que se recoge durante la aplicación del gradiente de lectura. Si se reduce la banda de recepción, el tiempo de muestreo que necesitamos para recoger todo el eco aumenta, hay que leer durante más tiempo, por tanto el TE mínimo permitido aumenta y también el artefacto de desplazamiento químico. La reducción de la banda de recepción hace que en el muestreo se excluyan las altas frecuencias de ruido y éste por tanto disminuye, incrementando la relación S/R<sup>1,6</sup> (Tabla 7.1).

La disminución de la banda de recepción o de muestreo aumenta la S/R proporcionalmente a la raíz cuadrada del tiempo de muestreo:

Si ↓ la banda, el tiempo de muestreo ↑:

$$\text{Banda de recepción} = 1/\text{tiempo de muestreo}$$

Si la S/R aumenta en una proporción raíz cuadrada del tiempo de muestreo, respecto a la banda de recepción o de muestreo la S/R aumentará en una proporción:

$$S/R \propto 1/\sqrt{\text{banda de recepción}}$$

Un último factor que modifica la S/R es el tipo de bobina empleada para realizar los estudios, como se ha visto en el capítulo dedicado a las mismas.

TABLA 7-1 Parámetros que intervienen en la relación S/R	
↑ S/R	↑ FOV
↑ S/R	↓ Matriz (área de píxel)
↑ S/R	↑ Grosor de corte
↑ S/R	↑ TR
↑ S/R	↓ TE
↑ S/R	↑ Ángulo de inclinación
↑ S/R	↑ Número de adquisiciones/excitaciones
↑ S/R	↓ Banda de recepción
↑ S/R	↑ Número de codificaciones de fase
↑ S/R	↑ Número de codificaciones de frecuencia

## CONTRASTE/RUIDO (C/R)

**S**e define como la diferencia de señal entre dos áreas adyacentes. Es la diferencia que existe, en una escala de grises, entre los tejidos, perceptible por el ojo humano.

Los parámetros que intervienen en la relación C/R son los siguientes:

- TR, TE, TI, ángulo de inclinación del vector de magnetización y factor de aceleración en las secuencias rápidas.
- Flujo.
- Tiempo de relajación T1, T2 y densidad protónica de los tejidos.

Utilizando adecuadamente estos parámetros de secuencia y conociendo las propiedades intrínsecas de los tejidos, como el tiempo de relajación o la densidad de protones, se puede diseñar la secuencia o forma de adquisición de los datos más adecuada para conseguir que exista contraste entre un proceso patológico en estudio y el tejido adyacente sano.

Una imagen presenta contraste si en ella se demuestran áreas de alta y baja intensidad de señal. Un tejido presenta una alta señal si su vector de magnetización en el plano transversal es de gran tamaño. Tanto el TR, el TE como el TI y el ángulo de inclinación influyen en el mismo<sup>1,7</sup>.

Si el TR es largo, el vector de magnetización se recupera completamente antes del siguiente pulso y por lo tanto está disponible en toda su magnitud para ser desplazado al plano transversal y habrá un vector de gran tamaño en ese plano, con lo que mejorará el contraste.

Utilizando TE largos como los que se emplean en las secuencias potenciadas en T2, los únicos tejidos en los que el vector de magnetización en el plano transversal no ha desaparecido cuando se lee el eco es en aquellos que tienen un tiempo de relajación T2 largo; el resto de los tejidos no presentarán señal y, aunque la S/R sea menor, debido a la utilización de un TE largo, habrá gran contraste entre el área patológica debido a que en general casi todos los procesos patológicos presentan un tiempo de relajación T2 largo y el resto de los tejidos<sup>1,5,7</sup>.

El ángulo de inclinación del vector de magnetización longitudinal también influye en la relación C/R, pues determina la cantidad de magnetización que se genera en el plano transversal y cuanto mayor sea ésta mayor será el contraste.

El TI también influye en el tamaño del vector longitudinal disponible tras el pulso de inversión; dependiendo de en qué momento de la recuperación de la magnetización longitudinal se envíe el pulso para trasladar el vector longitudinal al plano transversal, el tamaño del vector será diferente y por tanto habrá contraste<sup>1,5,7,8</sup>.

El factor de aceleración que se emplea en las secuencias rápidas también influye en el contraste debido al desfase en el plano transversal del vector de magnetización tras cada pulso de RF y que no se recupera con los pulsos de refase de 180° (T2\*), pues estos pulsos múltiples de 180° que permiten obtener múltiples ecos únicamente son capaces de compensar el desfase provocado por la falta de homogeneidad del campo magnético pero no el provocado por las interacciones entre los protones.

El flujo o el movimiento de los espines dentro de los vasos también afectará al contraste, pues dependiendo del tipo de secuencia que se seleccione estos protones que están en movimiento en un momento determinado estarán disponibles en el plano longitudinal o no para ser estimulados y detectarse en el plano transversal<sup>1,5,7,9</sup>.

Las propiedades intrínsecas de cada tejido, como los tiempos de relajación T1 y T2 y la densidad protónica o número de protones por unidad de volumen del paciente, también hacen que el vector disponible para ser excitado con cada pulso de RF sea diferente en unos tejidos y otros y por tanto el vector en plano transversal será diferente y proporcionará contraste o diferencia de señal entre los tejidos.

## RESOLUCIÓN ESPACIAL

Es la capacidad para demostrar en la imagen estructuras anatómicas de pequeño tamaño y viene determinada por el tamaño del vóxel.

Los parámetros que intervienen en la resolución espacial son los siguientes:

- Grosor de corte.
- Campo de imagen o FOV.
- Matriz de imagen.

Para aumentar la resolución hay que disminuir el volumen del vóxel; para ello se puede reducir el grosor de corte, disminuir el FOV y/o aumentar la matriz de la imagen o número de píxel (Tabla 7.2).

La mejora de la resolución provoca una disminución de la relación S/R, pues como se ha visto anteriormente en el apartado de S/R, estos parámetros deben modificarse en el sentido opuesto para conseguir un aumento de la S/R (Tabla 7.1).

## TIEMPO DE ADQUISICIÓN DE LA IMAGEN (TA)

Es otro de los factores que influyen en la calidad de la imagen. El movimiento del paciente deteriora la imagen: cuanto menor sea el TA, menos probabilidades hay de que ésta se vea afectada por el movimiento.

Los parámetros que afectan al TA son los siguientes:

- TR.
- Número de codificaciones de fase.
- Número de adquisiciones o excitaciones.
- Tiempo de lectura del eco.

Teniendo en cuenta estos cuatro parámetros y su influencia en el TA de la imagen, modificándolos, se puede reducir el TA de cuatro modos:

1. Reducción del TR.
2. Empleo del FOV reducido en la dirección de fase (FOV rectangular).
3. Reducción del número de adquisiciones o excitaciones.
4. Obtención de un eco fraccionado.

### Reducción del tiempo de repetición

Si se disminuye el TR no se consigue una recuperación completa en el plano longitudinal del vector de magnetización, por tanto el vector disponible para recibir el siguiente pulso será menor, con la consiguiente disminución de la S/R, como se ha visto anteriormente<sup>1,5</sup> (Tabla 7.3).

### Empleo del campo de imagen rectangular

El número de codificaciones de fase representa el número de líneas del espacio K que se rellenan en cada adquisición. Si se adquiere solamente una parte de las codificaciones de fase se reduce el

**TABLA 7-2**  
Parámetros que intervienen en la resolución de la imagen

↑ Resolución	↑ Grosor de corte
↑ Resolución	↑ FOV
↑ Resolución	↓ Matriz

**TABLA 7-3**  
**Parámetros que intervienen en el tiempo de adquisición**

↓ Tiempo de adquisición	↓ TR
↓ Tiempo de adquisición	↓ Número codificaciones de fase
↓ Tiempo de adquisición	↓ Número de adquisiciones o excitaciones

TA y la S/R (Tabla 7.3), mejora el TA pero disminuye la S/R. Si se reduce el FOV en la dirección de fase en la misma proporción en la que se ha disminuido el número de codificaciones de fase, la resolución no se ve afectada, pues el tamaño del píxel no varía<sup>1,3,6</sup>.

### Reducción del número de adquisiciones o excitaciones

Se adquieren únicamente parte de las codificaciones de fase y los valores no obtenidos los calcula el sistema<sup>1,3,6</sup>. De esta forma se reduce el TA sin afectar a la resolución, aunque lo que sí se afecta es la S/R, que disminuye (Tabla 7.3).

### Obtención de un eco fraccionado

Con este método se reduce el TE, con lo que se consigue disminuir la caída de señal y aumentar la S/R. Pero para obtener un

eco fraccionado, en el que el tiempo de lectura es menor, únicamente se adquieren parte de las codificaciones de frecuencia; el resto son calculadas por el equipo. De esta forma de nuevo se logra disminuir el TA, la resolución no se ve afectada, pero la S/R que se hubiera podido aumentar al emplear un TE más corto, debido al menor número de codificaciones de frecuencia adquiridas, disminuye<sup>3,6</sup>.

## CONCLUSIONES

Como se ha expuesto al comienzo de este capítulo, lo que se pretende al tratar de obtener una imagen es que ésta tenga gran señal y contraste, buena resolución y que se obtenga en el menor tiempo posible.

Algunos de los parámetros de imagen influyen de forma opuesta sobre los cuatro factores responsables de la calidad de imagen. Si se disminuye el TR, el número de codificaciones de fase y el número de adquisiciones o excitaciones, se reduce el TA, pero al mismo tiempo también la S/R. Si se reduce el FOV y el grosor de corte y se aumenta la matriz, se incrementa la resolución, pero disminuye la S/R (Tabla 7.4).

De ahí la importancia de conocer todos estos parámetros y su interrelación. Cuando se seleccionan hay que adaptarlos al caso clínico que se va a evaluar para conseguir una imagen con la resolución y señal necesarias y adecuadas.

**TABLA 7-4**  
**Relación entre los parámetros de imagen y los factores que intervienen en la calidad de imagen**

Parámetros de imagen	Relación S/R	Resolución	Tiempo de adquisición
↓ FOV	↓ S/R	↑ Resolución	
↓ Matriz (↑ área de píxel)	↓ S/R	↑ Resolución	
↓ Grosor de corte	↓ S/R	↑ Resolución	
↓ TR	↓ S/R		↓ Tiempo de adquisición
↓ Número de adquisiciones/excitaciones	↓ S/R		↓ Tiempo de adquisición

## BIBLIOGRAFÍA

- Westbrook C, Kaut C. Parameters and trade-offs. En: Westbrook C, Kaut C. MRI in practice. 2<sup>nd</sup> ed. Malden, MA: Blackwell Science; 1998. p. 81-103.
- Paschal CB, Morris HD. K-Space in the clinic. J Magn Reson Imaging. 2004; 19: 145-159.
- Moratal-Pérez D, Martí-Bonmatí L, Brummer ME, Millet-Roig J, Castells F. Surcando el espacio K para mejorar la imagen por resonancia magnética. Radiología. 2004; 46: 133-150.
- Duerk JL. Principles of MR image formation and reconstruction. Magn Reson Clin North Am. 1999; 7: 629-659.

- Mitchell DG. Chapter 8. Signal to noise ratio, spatial resolution and acquisition time. En: Mitchell. MRI principles. Philadelphia: Saunders; 1999. p. 77-92.
- Mitchell DG. Chapter 9. Additional determinants of signal to noise ratio. En: Mitchell. MRI principles. Philadelphia: Saunders; 1999. p. 93-108.
- Young SW. MRI gray scale: what does it mean? En: Young SW. Magnetic Resonance Imaging basic principles. 2<sup>nd</sup> ed. New York: Raven Press; 1988. p. 79-1005.
- Horowitz AL. Section 2-The image in space. En: Horowitz AL. MRI physics for radiologists a visual approach. 2<sup>nd</sup> ed. New York: Springer-Verlag; 1992. p. 57-113.
- Wehrli FW. Approaches to scan time reduction. En: Wehrli FW. Fast scan Magnetic Resonance principles and applications. New York: Raven Press; 1991. p. 3-9.

# 8

## Artefactos en la imagen por resonancia magnética

José María García Santos y Sílvia Torres del Río

### INTRODUCCIÓN

Un artefacto es algo que, visible en la imagen, no existe realmente<sup>1,2</sup>. Su importancia radica en que puede ser un motivo de confusión que lleve a diagnósticos erróneos. Conocerlos es, por lo tanto, requisito imprescindible para alcanzar un nivel de calidad suficiente en la interpretación de las imágenes por resonancia magnética (RM). Su origen puede estar en las limitaciones o los defectos de funcionamiento del *hardware* o *software* del sistema de RM, pero también en la actividad fisiológica, las propiedades naturales del cuerpo humano y el comportamiento del paciente. Esta diversidad de motivos hace que unas veces los artefactos puedan ser corregidos por el operador o que dependa completamente de la «ingeniería» del sistema y su corrección sea responsabilidad del servicio técnico. Una descripción detallada de estas imágenes, con la gran variedad de máquinas y campos magnéticos, áreas susceptibles de estudio y secuencias disponibles, obligaría a extenderse mucho más de lo que se puede en esta monografía, por lo que el propósito es ayudar a reconocer los más frecuentes y apuntar formas de disminuir su efecto indeseado.

### CLASIFICACIÓN

Los artefactos, se pueden clasificar en tres grandes grupos (Tabla 8.1), según estén provocados por:

- La física molecular de los tejidos.
- Comportamientos fisiológicos o patológicos del cuerpo, sus órganos o sus sistemas.
- Directamente la máquina o la técnica utilizada.

### ARTEFACTOS SECUNDARIOS A PROPIEDADES DE LA FÍSICA MOLECULAR

#### Artefacto por desplazamiento químico

La frecuencia de la señal de RM se codifica espacialmente a lo largo del eje x o del gradiente de codificación de frecuencia. La diferencia de frecuencia entre los espines se corresponde con

una localización diferente en el eje de codificación de frecuencia. Se sabe que, al margen de estas diferentes frecuencias, inducidas artificialmente por el gradiente de campo en los núcleos de hidrógeno, pueden éstos también experimentar, de forma natural, fenómenos de RM en una gama de frecuencias y no sólo en un punto determinado del espectro. A este fenómeno se le denomina «desplazamiento químico»<sup>3</sup>. El motivo está en el entorno químico del átomo de hidrógeno<sup>3,4</sup>, de modo que el campo magnético que experimenta varía discretamente según la molécula en la que se localiza<sup>4,5</sup>. Como el entorno magnético de las moléculas de agua y grasa es distinto, la diferencia de frecuencia entre los tejidos constituidos mayoritariamente por estas moléculas será evidente en las imágenes<sup>5</sup>. La consecuencia es que los tejidos grasos se desplazan respecto a los hídricos, lo que provocará en sus interfases, en el eje de la frecuencia<sup>2-6</sup>, la aparición de un borde oscuro en un lado y brillante en el opuesto (Fig. 8.1). Cuanto mayor sea la potencia del campo, mayor será el desplazamiento y más claro el artefacto en la imagen<sup>1,7,8</sup>.

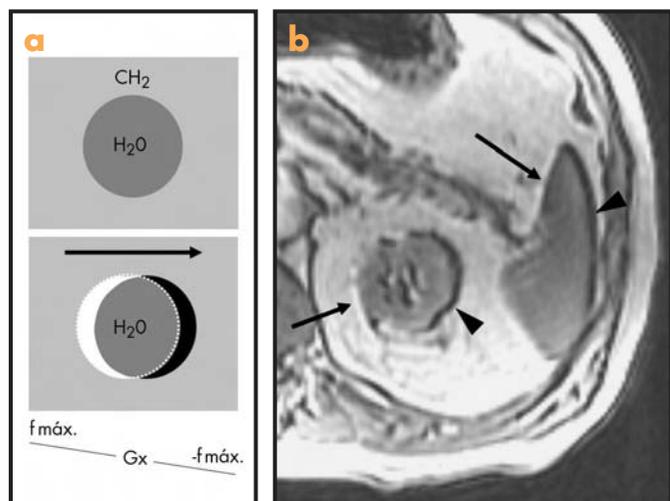
La disminución del campo de imagen (FOV), el aumento de la banda de frecuencias (rBW) o la reducción de la matriz son mecanismos de los que se dispone para disminuir el impacto del artefacto en la imagen<sup>1,6,8</sup>. Los pulsos de saturación espectral de la grasa o el intercambio de las direcciones de los gradientes de codificación espacial<sup>1,5</sup> pueden ser útiles también para reducir el efecto del artefacto.

#### Artefacto del contorno negro (ACN)

La razón del ACN es también el fenómeno de desplazamiento químico<sup>8,9</sup>, pero sólo se observa en las secuencias de eco de gradiente (EG) y no en las de eco del espín (ES), que utilizan un pulso de 180° para provocar el eco. Como las moléculas de agua precesan a mayor velocidad que las de grasa, en algunas ocasiones coincidirán en el espacio (se pondrán en fase) y en otras se opondrán totalmente (estarán 180° fuera de fase). Para un campo de 1,5 Tesla ( $\tau$ ), el tiempo que tardan en oponer sus fases es de 2,25 ms y vuelven a ponerse en fase a los 4,5 ms. En los órganos o estructuras anatómicas rodeadas de grasa, los vóxeles de las interfases contienen en parte grasa y en parte agua. Si en una secuencia de EG se escoge un tiempo de eco (TE) de 2,5 ms, o sus múltiplos impares, las señales de los protones opuestos se anulan en esas interfases y los contornos se tornan intensamente oscuros (Fig. 8.2).

TABLA 8.1

Origen	Artefacto
Por la Física molecular	Desplazamiento químico ( <i>chemical shift</i> ) Contorno negro ( <i>black boundary</i> ) Susceptibilidad magnética
Por el funcionamiento normal o patológico del organismo	Movimientos y pulsaciones Específicos del flujo Ángulo mágico
Por defectos técnicos o mecánicos	<i>Aliasing</i> (solapamiento o <i>foldover</i> ) Gibbs ( <i>truncation artifact</i> ) Cruce de pulsos ( <i>cross-talk</i> ) Uso inadecuado de la antena <i>phased-array</i> Alteración de la homogeneidad del campo Fantasma de Nyquist ( <i>time reversal</i> ) Corrientes de Eddy Inestabilidad de la fase

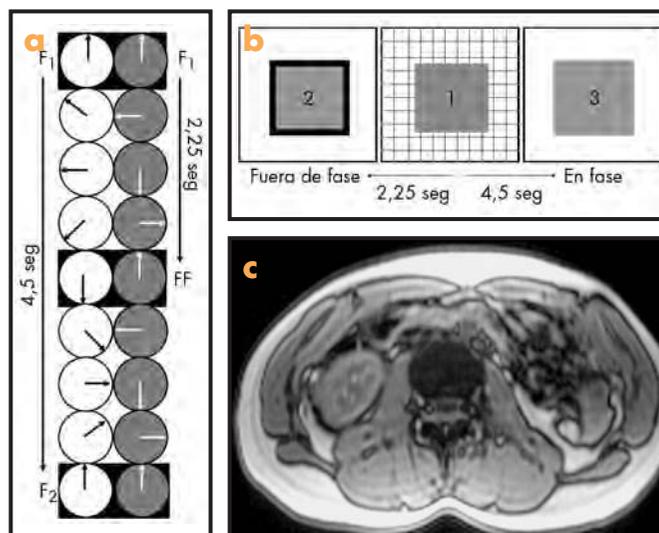


**Figura 8.1.** Desplazamiento químico. a) El desplazamiento de la grasa con el gradiente de frecuencia activado provoca una suma de señales en uno de los lados del objeto y, como consecuencia, una franja de hiperintensidad y una caída de la señal en el borde opuesto por «huida» de las frecuencias grasas de la interfase y, por lo tanto, una hipointensidad marcada. b) RM abdominal (ES axial T1W). Las puntas de flecha muestran la pérdida de señal por el desplazamiento hacia la izquierda de las señales. La suma de señales en el otro margen produce un aumento del brillo (flechas).

Para 1,5 T, el modo de evitar el ACN es usar un TE de 4,5 ms o sus múltiplos.

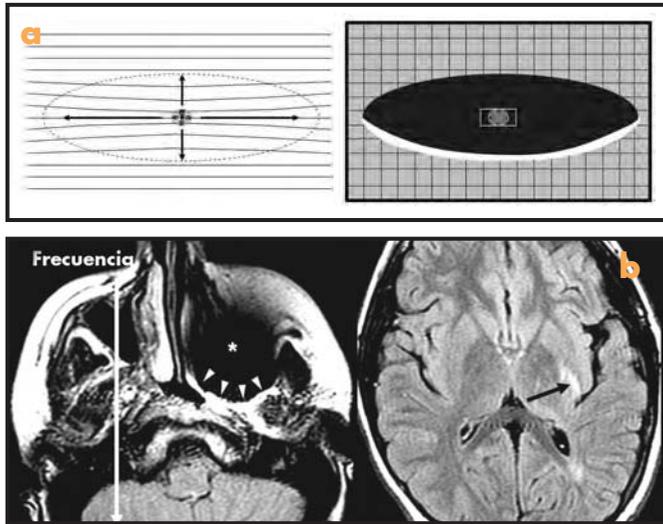
### Artefacto por susceptibilidad magnética (ASM)

La susceptibilidad magnética de una sustancia es una medida de la tendencia a magnetizarse cuando se coloca en un campo magnético externo<sup>1</sup>. Existen sustancias paramagnéticas, como los radicales libres, los iones metálicos como el cobre o el manganeso, y las sustancias que contienen hierro, como los productos de degradación de la sangre, fragmentos o clips metálicos y las prótesis metálicas (sustancias ferromagnéticas), que poseen una alta susceptibilidad magnética, lo que da lugar a variaciones locales del campo magnético, o gradientes por susceptibilidad, que provocan



**Figura 8.2.** Contorno negro. a) En el momento de aplicar el pulso de RF ( $F_1$ , en fase), los protones de grasa (círculos blancos) y los de agua (círculos grises) están en fase. Tras cesar el pulso, su frecuencia de precesión es diferente, de modo que la velocidad de los de agua es mayor que la de los de grasa. A los 2,25 s su orientación será la opuesta (fuera de fase) y 2,25 s después volverán a estar en fase ( $F_2$ ). b) El recuadro central<sup>1</sup> muestra una estructura con protones de agua (cuadrado gris) rodeado de grasa. Los vóxeles de la interfase entre los dos tejidos están parcialmente ocupados por protones de agua y de grasa. Como consecuencia, cuando estos protones se encuentren fuera de fase, anularán sus señales y harán que la estructura central tenga un borde negro que no es real<sup>2</sup>. En cambio, en los momentos  $F_1$  y  $F_2$ , las señales no se oponen y el borde negro no aparece<sup>3</sup>. c) Imagen abdominal axial EG T1W fuera de fase donde se aprecia el contorno negro de las vísceras abdominales y las estructuras musculares, todas rodeadas de grasa.

una pérdida de señal en el área de influencia de esa sustancia paramagnética. De todas ellas, son las ferromagnéticas las que provocarán los ASM más importantes. Sus señales, desplazadas en el eje de la frecuencia, se sumarán en uno de los márgenes del área distorsionada (Fig. 8.3). Otro ASM, cuyo origen no está en la estructura química, aparece en las interfases de tejidos muy distintos en densidad y concentración y por tanto con valores de susceptibilidad diferentes (por ejemplo, áreas cerebrales próximas a los senos



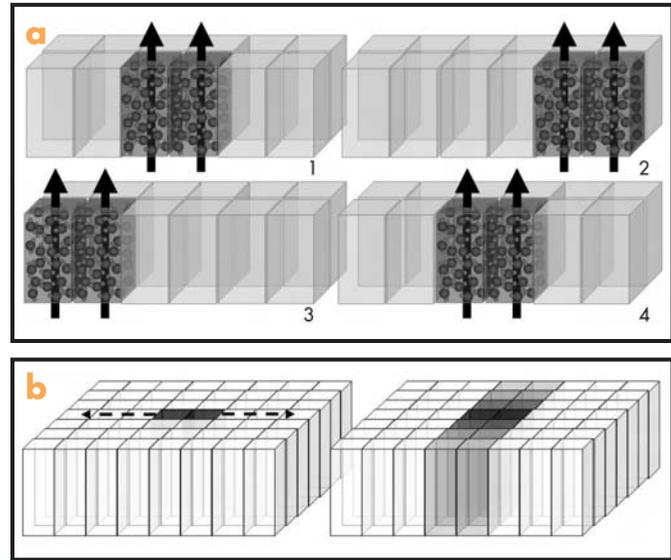
**Figura 8.3.** Susceptibilidad magnética. a) El efecto de la susceptibilidad magnética trasciende de los vóxeles en los que las sustancias para o ferromagnéticas estén situadas (esquema de la izquierda). Si el eje del gradiente de codificación de la frecuencia es anteroposterior, las señales de los protones afectados se desplazarán también en este eje para sumarse en uno de los márgenes del artefacto (esquema de la derecha). b) En la imagen anatómica (paciente con implantes dentales), el artefacto provoca una importante área de distorsión anatómica en la región del seno maxilar izquierdo (\*), sumándose las señales en una franja intensa en el margen posterior de la distorsión (puntas de flecha). La afectación tridimensional del campo hace que las alteraciones (flecha) se proyecten a lo largo del eje del gradiente de selección de corte (eje z).

paranasales y los peñascos temporales), lo que condiciona variaciones locales importantes del valor del campo magnético y provoca la pérdida de señal en sus interfases<sup>1</sup>.

## ARTEFACTOS SECUNDARIOS AL COMPORTAMIENTO/FUNCIONAMIENTO

### Artefactos provocados por el movimiento y la pulsación del flujo (AM y APF)

**P**or el modo de obtener una imagen de RM el movimiento se manifiesta de forma diferente a como lo hace en otras técnicas radiológicas. Los datos necesarios para reconstruir una imagen no se recogen en un instante (como en la tomografía computarizada o TC) sino que se almacenan durante toda la secuencia de pulsos<sup>10</sup> y puede entenderse como una obtención sucesiva de «vistas» diferentes durante toda la adquisición de datos. Cada una de esas vistas posee una información de fase distinta debido a que la duración de la codificación de la fase se prolonga durante minutos. Para que toda la información de la fase sea coherente hace falta que la posición del objeto resulte la misma en cada una de las vistas. Dado que el tiempo necesario para realizar su codificación espacial es muy prolongado, se producen en esta dirección los artefactos de movimiento, que aparecen en forma de replicaciones múltiples del objeto, artefactos fantasma (Fig. 8.4).

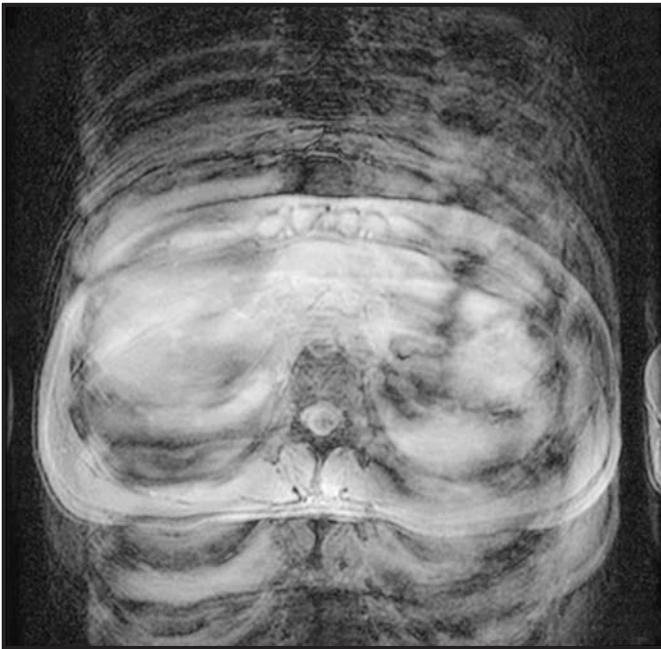


**Figura 8.4.** Movimiento. En el esquema a se representan dos líneas de vóxeles de un volumen mayor, representado en b. En una de las líneas en a se observan dos vóxeles (representados con vector y moléculas de agua en su interior) que tienen una posición diferente en cuatro momentos diferentes (de 1 a 4), lo que traduce un movimiento anárquico de derecha a izquierda. b) Si se considera que el eje de codificación de la fase es, en este caso, anteroposterior, aunque el movimiento tiene lugar de derecha a izquierda (flecha discontinua en el esquema de la izquierda), el error de fase provocado por este movimiento dará lugar a un artefacto que se extiende no de derecha a izquierda, sino de delante a atrás (esquema de la derecha).

Los movimientos peristálticos intestinales, la deglución, la tos, los movimientos oculares o el movimiento general del paciente provocado por la ansiedad o la incomodidad provocan artefactos en la dirección de fase y no hay otro modo de evitar el AM que intentando reducir directamente el movimiento (instrucción del paciente, analgesia, sedación, disminución farmacológica de los movimientos peristálticos intestinales, etc.). La separación de las replicaciones depende del propio movimiento, fundamentalmente de su frecuencia (f), pero también de factores técnicos<sup>9</sup>, como el tiempo de repetición (TR), el número de vistas ( $N_y$ ) y el número de excitaciones (NEX):

$$\text{Separación} = \text{TR} \times N_y \times \text{NEX}/f$$

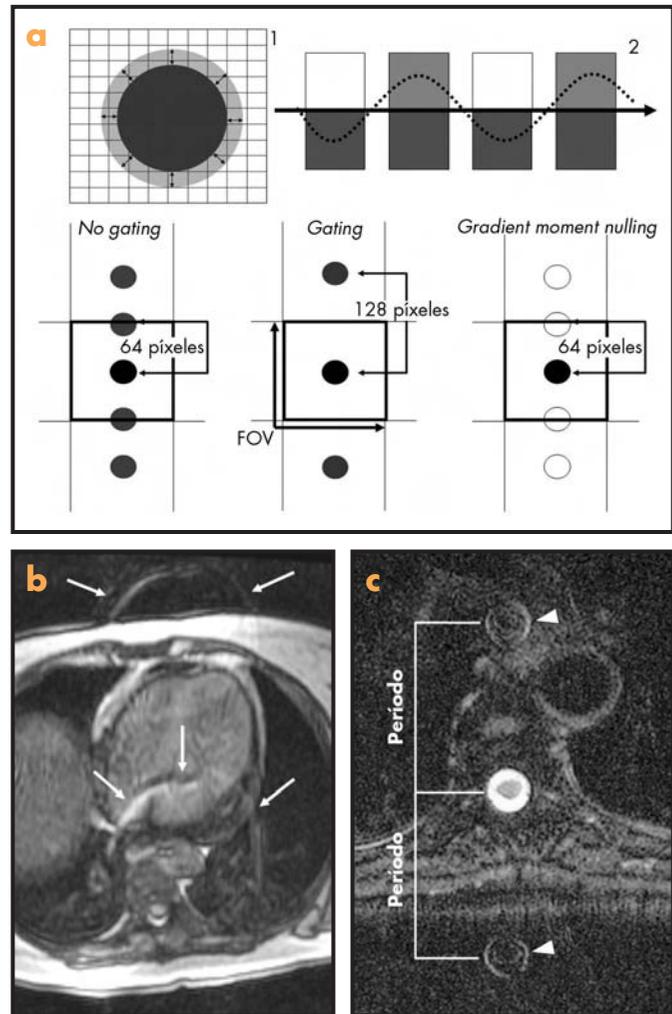
De aquí puede deducirse que, para movimientos como los cardíacos y respiratorios (Fig. 8.5) o las pulsaciones vasculares y del líquido cefalorraquídeo (LCR), igualando el TR a la frecuencia del movimiento se puede eliminar teóricamente el artefacto<sup>1, 8</sup>. Esto introduce el concepto del *gating*, sincronización o «control» del movimiento periódico. Sin embargo, el gran inconveniente de la sincronización es, precisamente, que hace perder el control del TR<sup>1, 2</sup>. Por ello, otra forma de disminuir el efecto del movimiento (sobre todo las pulsaciones vasculares y del LCR) más habitual se refiere a las compensaciones del flujo (CF) o *gradient moment nulling* (Fig. 8.6). La CF puede evitar el error de la codificación de la fase en la mayor parte del objeto, pero puede no impedir la replicación de los bordes, por lo que en la imagen se observarán artefactos en el eje de la fase, pero sólo del contorno de la estructura en movimiento. Cambiando la dirección del eje de la fase por la frecuencia no se alterará el artefacto en sí, pero podrá disminuirse su repercusión en la imagen.



**Figura 8.5.** Movimiento periódico. Replicaciones múltiples provocadas por la respiración. En este caso, el eje de codificación de la fase es anteroposterior, por lo que los errores de fase se manifiestan en esta dirección. Puede apreciarse cómo un movimiento periódico se comporta igual que uno anárquico cuando los tiempos de la secuencia no son coherentes con la frecuencia del movimiento.

### Artefactos específicos de flujo (AF)

La apariencia del flujo (vascular y del LCR) en la imagen de RM puede ser muy variada. En general el movimiento, tanto de la sangre en el interior de los vasos como del LCR en el canal raquídeo, provoca un vacío de señal por la variación de la fase de los protones en movimiento y su salida del plano de estudio como consecuencia del movimiento (Fig. 8.7)<sup>2, 11-13</sup>. El efecto que este movimiento produce puede ser eliminado en gran parte utilizando las CF. Pero el flujo también puede dar lugar a aumentos de intensidad (artefacto de entrada de flujo). El motivo del artefacto de entrada de flujo está en la entrada en el corte de protones con un alto grado de insaturación<sup>11, 13</sup>. Cuando se aplica una secuencia de pulsos en un plano, los protones estáticos disminuyen su señal hasta un nivel de equilibrio (Fig. 8.8), pero los de los fluidos en movimiento, siempre que permanezcan en el interior del corte tanto en el momento del pulso de 90° como en el de 180°<sup>11</sup>, poseen toda su magnetización en cada vista. Al renovarse continuamente, la señal del vaso se mantiene sin descender al nivel de equilibrio de los protones estáticos. La hiperintensidad resultante puede ser similar a la de una trombosis, si bien, a diferencia ésta, el artefacto de entrada de flujo se produce sólo en los cortes del borde del volumen en estudio. A medida que el flujo profundiza en él, va sufriendo excitaciones repetidas por los pulsos de los planos por los que va pasando y su intensidad de señal disminuye progresivamente (Fig. 8.8)<sup>11</sup>. Esto, sin embargo, no ocurre en las secuencias EG, en las que cada corte se obtiene frecuentemente por separado, por lo que cada uno es un corte de entrada<sup>11</sup>. Además, el artefacto de entrada de flujo es mucho más acentuado en EG porque la ausencia de un pulso de 180° y el TE corto hacen más probable que los pro-



**Figura 8.6.** Movimiento. a) En el cuadro superior izquierdo<sup>1</sup> se representa una estructura pulsátil como el corazón. Sin ningún tipo de intervención por parte del operador (no gating), el movimiento provocaría repeticiones múltiples en el eje de la fase. Suponiendo que late a 60/s (un latido por segundo), que la matriz utilizada es de 128 x 128, NEX 1 y el TR de 500 ms, las repeticiones se repetirán cada 64 píxeles según la fórmula del texto. Para acompañar la secuencia de pulsos con el latido cardíaco (gating) habría que repetir el pulso de RF cada segundo (TR de 1.000 ms), lo que separaría las repeticiones 128 píxeles sacándolas del FOV. El objeto se representaría como si realmente estuviese quieto. Si se aplicase, en vez de un gating una compensación del flujo, los vóxeles centrales de la estructura pulsátil mantienen estables sus características durante la secuencia. Sin embargo, en su expansión y contracción el corazón ocupa y vacía los vóxeles de su periferia. Como consecuencia, estos vóxeles sí cambian de intensidad de señal de forma periódica con una frecuencia igual a la cardíaca<sup>2</sup>. Si se vuelve a la situación inicial del TR de 500 ms, se vuelven a tener repeticiones cada 64 píxeles, pero sólo del contorno de la estructura pulsátil. Ejemplos de la replicación de los contornos de estructuras pulsátiles pueden verse en b contorno cardíaco y c conducto raquídeo dorsal.

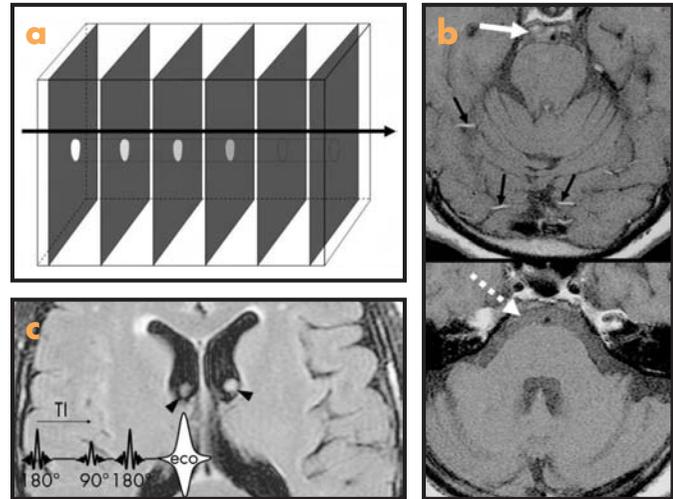
tones en movimiento permanezcan en el plano entre el pulso y el eco. Los pulsos de presaturación (bandas de saturación) en el exterior del volumen en estudio son un modo habitual de reducir el artefacto de entrada de flujo.



**Figura 8.7.** Artefactos de flujo. El desfase de los protones provocado por el movimiento crea una disminución de la señal del LCR en el (a) conducto espinal y (b) en el sistema ventricular.

Un artefacto similar aparece, frecuentemente, en los ventrículos cerebrales en la secuencia FLAIR (Fig. 8.8)<sup>14</sup>. En este caso, la alteración se produce por la entrada de protones insaturados durante el tiempo de inversión (TI). Una forma de reducirlo es acortar el TI, pero también aplicar el pulso de 90° con un gradiente de selección de corte que afecte a parte de las secciones adyacentes, de modo que provoque la inversión de los protones que se dirigen hacia el plano de estudio. Esto obliga a utilizar una doble secuencia de pulsos, adquiriendo las imágenes entremezcladas, para evitar el artefacto por solapamiento.

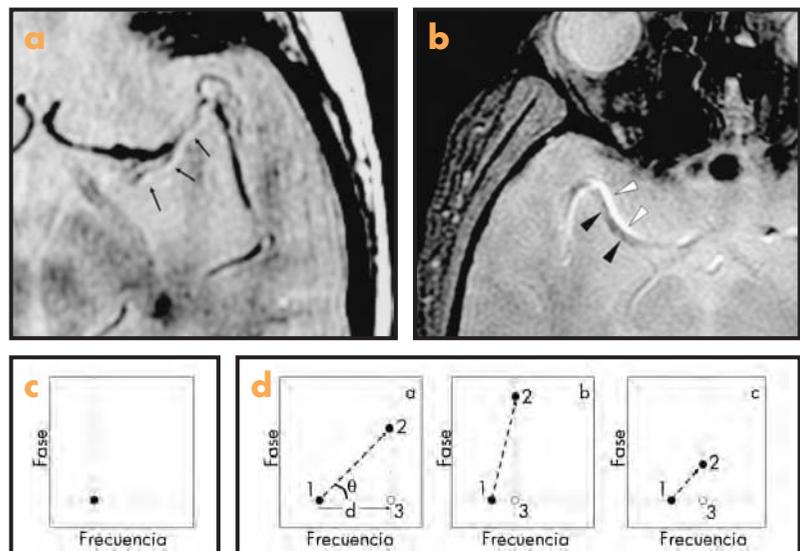
Finalmente, otro artefacto basado en el relace del flujo (Fig. 8.9) se produce cuando un vaso y el flujo en su interior tienen una disposición oblicua en el plano de corte (respecto a los ejes de los gradientes de codificación de fase y frecuencia). A esta alteración de la imagen se la conoce como «error en el registro del flujo oblicuo»<sup>13</sup>. En este caso, la señal se representará fuera del vaso como una línea intensa próxima y paralela al vacío de señal que corresponde a la situación real del vaso<sup>13</sup>. El error en el registro del flujo oblicuo será tanto mayor cuanto más separadas estén las activaciones de los gradientes de fase y frecuencia, cuanto mayor sea la velocidad de la



**Figura 8.8.** Realce de flujo. a) El esquema representa varios planos anatómicos atravesados por un vaso cuyo flujo tiene una dirección indicada por la flecha. En una secuencia de ES convencional, la señal de los tejidos estáticos disminuye por el efecto de la estimulación continua. La intensidad del vaso es alta mientras los protones en movimiento permanecen insaturados, pero a medida que el vaso se introduce en el volumen estudiado se saturan y su intensidad decrece. Por lo tanto, el fenómeno del realce del flujo es evidente en los planos cercanos a la entrada (entry slice phenomenon) y decrece progresivamente con los cortes. El fenómeno se aprecia en b, tanto en las venas del corte de entrada (flechas negras) como en el LCR de la cisterna prepontina (flecha blanca). En un corte más inferior no se observan venas con una intensidad de señal alta y el brillo del LCR también ha disminuido considerablemente (flecha blanca discontinua). c) En el caso de secuencias en inversión-recuperación como FLAIR, la entrada de protones insaturados durante el tiempo de inversión (TI) provenientes de otros planos provoca también un fenómeno del realce de flujo (puntas de flecha).

sangre (siempre que no lleve a un vacío de la señal) y cuando la oblicuidad sea de 45° (Fig. 8.9). El modo más sencillo de disminuir, aunque no de anular el artefacto, es reducir el TE, que acorta el tiempo que separa los gradientes entre sí.

**Figura 8.9.** Error en el registro del flujo oblicuo. a) Imagen cerebral ES. Las flechas muestran una doble imagen brillante y oscura en el trayecto oblicuo de una vena cerebral media profunda. b) El fenómeno es mucho más llamativo en una secuencia EG. Las puntas de flecha señalan al artefacto en el trayecto oblicuo de la arteria cerebral media. c) Un punto en reposo tendrá la misma posición cuando se activan los gradientes de fase y de frecuencia durante la secuencia de pulsos. Si ese mismo punto se mueve en el plano durante la secuencia (d), su posición en el momento en el que se activa el gradiente de fase (punto negro-1) será diferente a la del gradiente de frecuencia (punto negro-2). Para una cantidad de movimiento oblicuo similar, cuando el ángulo que éste forma con el eje de la frecuencia está en torno a los 45°, el desplazamiento (d) de la representación errónea (punto blanco-3) es mayor que con ángulos mayores o menores (compárense los recuadros a y b). A igualdad de ángulo, el desplazamiento erróneo depende de la cantidad de movimiento (compárense los recuadros a y c).



## Artefacto del ángulo mágico

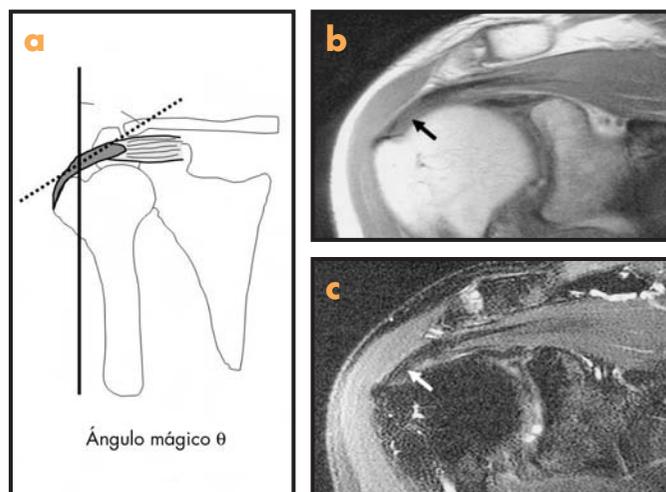
El colágeno, que es el mayor constituyente de los tendones, tiene gran anisotropía estructural<sup>8</sup>. Los tendones muestran una intensidad muy baja en cualquier secuencia de RM<sup>15-17</sup> porque el tiempo de relajación T2 se hace extremadamente corto<sup>18</sup>, pero las propiedades de una estructura anisotrópica varían con su dirección. Así según su orientación espacial, el T2 del tendón varía. Para un ángulo de aproximadamente 55° (ángulo mágico), el tiempo de relajación T2 aumenta<sup>16, 18</sup>, pero el incremento de intensidad se aprecia sólo en las secuencias de TE corto<sup>16</sup> (Fig. 8.10), por lo que un modo de evitar su aparición es alargar el TE<sup>19</sup>. Habitualmente, el artefacto del ángulo mágico se aprecia en los tendones de muñeca, tobillo, rodilla y, sobre todo, mango de los rotadores<sup>21</sup>.

## ARTEFACTOS SECUNDARIOS A DEFECTOS DE LA TÉCNICA O DEL EQUIPO

### Artefactos técnicos susceptibles de manipulación por el operador

#### Aliasing

El fenómeno de *aliasing* puede aparecer tanto en la dirección de codificación de la fase como en la de frecuencia cuando el objeto estudiado es mayor que el FOV o se desplaza mucho del centro del FOV<sup>2, 8</sup>. Una señal de RM es una onda compleja compuesta por un gran número de ondas simples. La señal no es analizada de forma continua, sino tomando muestras periódicas. Para

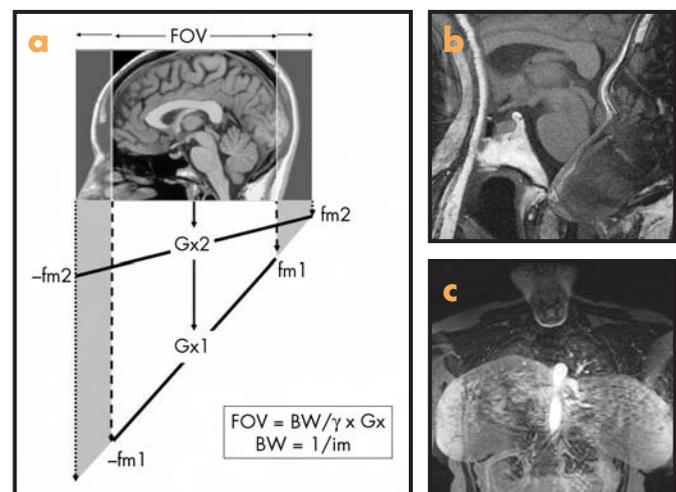


**Figura 8.10.** Artefacto del ángulo mágico. a) Cuando el ángulo  $\theta$  que forma el eje de un tendón (línea discontinua) con el eje del campo magnético externo (línea continua) es de aproximadamente 55°. b) La intensidad del tendón en las secuencias T1W aumenta (flecha), lo que puede inducir a error. c) En la imagen T2W, la señal del tendón es hipointensa (flecha), hecho que indica que el aumento de señal apreciado en la secuencia T1W se trata de un fenómeno del ángulo mágico (cortesía de la Dra. Ana Blanco. Servicio de Radiodiagnóstico. HGU Morales Meseguer. Murcia).

que la onda compleja pueda ser procesada correctamente, es necesario que el número de muestras que de ella se tomen sea, como mínimo, de dos por cada ciclo de la de mayor frecuencia contenida en ella. A este teorema de las muestras se le denomina «Ley de Nyquist»<sup>1, 2, 8</sup>. Si la ley se cumple, las frecuencias de las ondas contenidas en la onda de la señal compleja pueden ser correctamente reconstruidas y, por tanto, correctamente situadas en el espacio en el momento de reconstruir la imagen definitiva; pero si el número de muestras es inferior al doble de la frecuencia máxima, las ondas de mayor frecuencia no se interpretan adecuadamente y la posición espacial que se le asigna será también errónea. Esto es lo que ocurre cuando parte del objeto se sale del FOV. El resultado es que esa parte aparece superpuesta en el extremo opuesto de la imagen<sup>1, 2, 8, 20</sup> (Fig. 8.11). A este fenómeno se le llama «*aliasing*».

El *aliasing* en la dirección del gradiente de frecuencia puede evitarse aplicando un filtro *antialiasing*, que atenúa las frecuencias que provienen de fuera del FOV basándose en su frecuencia temporal<sup>1</sup>. El uso de antenas de superficie para recibir la señal únicamente del área de estudio o la aplicación de pulsos de saturación en las áreas adyacentes a la región de interés son otros modos de eliminar el *aliasing* en el eje de codificación de la frecuencia<sup>1, 8, 20, 21</sup>.

El modo más directo de evitar el *aliasing* consiste en aumentar el FOV para incluir todo el objeto en estudio. Esto no plantea problemas en el eje de la frecuencia, en el que, para ello, se incrementa el número de veces que la señal se muestrea, disminuyendo el intervalo de muestreo (*frequency oversampling*), sin un aumento significativo del tiempo de estudio. La disminución del intervalo de muestreo se consigue aumentando la rBW (Fig. 8.11)<sup>8, 14</sup>. El problema se plantea en el eje de la fase porque para incrementar el FOV debe aumentarse también el número de vistas de la secuencia y esto implica un incremento significativo del tiempo del estudio<sup>1, 21, 22</sup>, por lo que en la práctica clínica el *aliasing* se produce,



**Figura 8.11.** Aliasing. a) Si el objeto excede el FOV, las frecuencias periféricas que de él provienen serán muestreadas incorrectamente ( $Gx1$ ). Como consecuencia, estas partes del objeto se superpondrán en la imagen en los márgenes contrarios a los que deberían situarse. Tanto en las secuencias 2D (b) como en las 3D (c). Aumentando la banda de frecuencias recibida (disminuyendo el intervalo entre muestras), incrementamos el FOV, y con ello puede desaparecer el artefacto. Sin embargo, como puede apreciarse gráfica y matemáticamente en a), el aumento del FOV implica utilizar un gradiente más débil ( $Gx2$ ).

habitualmente, en la dirección del gradiente de codificación de fase. En este caso, el modo habitual de eliminarlo o disminuirlo (*phase oversampling* o *no phase wrap*) es doblar el número de vistas a la vez que se reduce a la mitad el NEX. Con ello se dobla el FOV sin aumentar el tiempo ni bajar la resolución<sup>8</sup>. El inconveniente es la disminución de la S/R. Otra opción es intercambiar los ejes de la fase y la frecuencia de modo que, aunque el artefacto persista, el efecto real sobre la imagen puede disminuir al cambiar la posición en la que aparece<sup>1</sup>.

## Artefacto de Gibbs

Este artefacto (artefacto por reducción de señales) tiene también su origen en el procesamiento finito (número limitado de frecuencias) de una información infinita (señal periódica continua en el tiempo). La limitación de frecuencias espaciales produce en la imagen una sucesión alternante de franjas de brillo contrario cuando se intenta reconstruir una interfase nítida entre tejidos de intensidades muy diferentes (hueso y cerebro, LCR y médula espinal, líquido articular y meniscos, etc.). Su explicación está en el denominado «fenómeno de Gibbs», por lo que la alteración también se conoce como «artefacto de Gibbs»<sup>23</sup>. Para una visión gráfica de este fenómeno, se puede considerar que un borde nítido es una función cuadrada (Fig. 8.12). Para reconstruirla, cuantas más funciones

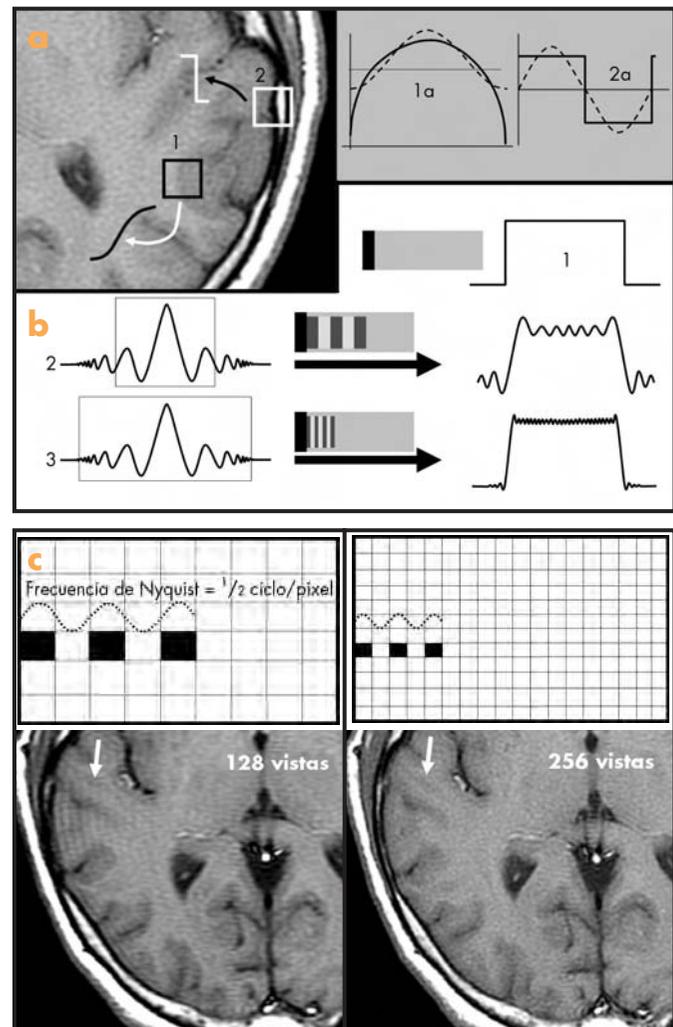
simples sumamos, más se acerca la reconstrucción a la señal original. Pero siempre se producen unas irregularidades periódicas, a modo de oscilaciones, que nunca desaparecen. El período de las irregularidades corresponde al de la frecuencia más alta introducida (frecuencia de Nyquist). Según se añaden frecuencias, el período de dichas oscilaciones es cada vez menor, el espacio entre ellas se estrecha y se van haciendo menos ostensibles<sup>1</sup>.

Como ocurre con el *aliasing*, ampliar el número de codificaciones de frecuencias no constituye un inconveniente, pero para ampliar el número de codificaciones de fase es necesario aumentar el número de vistas, es decir, el tiempo de estudio en el rango de los minutos. Por ello, el artefacto de Gibbs es evidente en el eje de la codificación de fase y no en el de la frecuencia (Fig. 8.12). Además del incremento de vistas, otra forma de reducir el artefacto de Gibbs es utilizar filtros que disminuyan la discontinuidad de la función acercándola a lo que sería una función semicircular. El inconveniente es que, aunque la resolución no se afecta (las frecuencias usadas son las mismas que sin el filtro), sí que se produce cierta borrosidad de la imagen<sup>1</sup>.

## Artefacto de cruce de pulsos

Los pulsos de RF utilizados para seleccionar los cortes no son perfectamente rectangulares<sup>8</sup> y su efecto puede extenderse late-

**Figura 8.12.** Artefacto de Gibbs. a) En la imagen cerebral se han colocado dos recuadros. El cuadrado 1 circunscribe un área de transición entre la sustancia blanca y la gris. Entre ellas, la diferencia de amplitud de la señal es escasa. La función que definiría esta transición se asemejaría a una función circular (1a). Obsérvese en ella cómo una onda de baja frecuencia (línea discontinua) puede reproducir aproximadamente la función circular y sería suficiente la suma de unas pocas frecuencias similares para una reconstrucción fiel de la interfaz. Sin embargo, el cuadrado 2 incluye una interfaz en la que la diferencia de intensidades es muy llamativa. La función que define esta transición es discontinua (función cuadrada, 2a. Por discontinua puede entenderse un cambio brusco del valor de la función). Una onda de frecuencia similar a la que reproducía la función 1a no puede reproducir una función cuadrada. Sería necesario sumar un número infinito de ondas de alta frecuencia para conseguir una reproducción aproximada de la interfaz. b) La situación ideal<sup>1</sup> para conseguir la reconstrucción exacta de una función cuadrada (discontinua) a partir de una serie de funciones continuas (ondas de la señal) no es posible. La reproducción de la función muestra oscilaciones que se traducen en la imagen como franjas de brillo alterante. Si la información se reduce excesivamente<sup>2</sup>, las franjas pueden hacerse muy evidentes. El aumento de la información (ampliando el número de vistas) disminuye la repercusión del artefacto en la imagen<sup>3</sup>, pero nunca lo elimina. c) Como se aprecia en los esquemas de la mitad superior (espacio K), la mayor de las frecuencias introducidas en la imagen ocupa dos píxeles y determina la frecuencia de la oscilación de las franjas de brillo alterante. Aumentando al doble las vistas se reduce a la mitad el tamaño del píxel en el eje de la fase y la oscilación de las franjas se hace menos evidente. Se podría seguir aumentando el número de vistas indefinidamente. Con ello se lograría hacer invisible al ojo el artefacto puesto que las oscilaciones, aproximándose cada vez más entre ellas, se hacen cada vez menos patentes en la imagen (compárense las áreas señaladas por las flechas en las dos imágenes obtenidas con diferente número de «vistas»), pero la oscilación siempre existiría. Obsérvese también cómo la oscilación que aparece en la imagen de 128 vistas no lo hace en el eje perpendicular (lóbulos occipitales), puesto que éste corresponde al eje de la codificación de la frecuencia, en el cual el número de codificaciones ha sido mayor (256).



ralmente a los protones de las secciones adyacentes. Por ello, cuando estas secciones sean estimuladas, su magnetización no será la esperable a un estado de reposo sino que estará parcialmente saturada por el pulso del corte anterior. El fenómeno puede también aparecer cuando se adquieran imágenes cuyos planos tengan ángulos diferentes, que se cruzan dentro del área de estudio. El artefacto de cruce de pulsos se manifiesta como una caída de la señal en la imagen (Fig. 8.13).

El modo de evitar el solapamiento es separar los cortes entre sí (distancia entre cortes). Otra solución es llevar a cabo dos secuencias por separado, una adquiriendo los cortes impares y la otra los pares.

### Artefacto por uso inadecuado de la antena phased-array

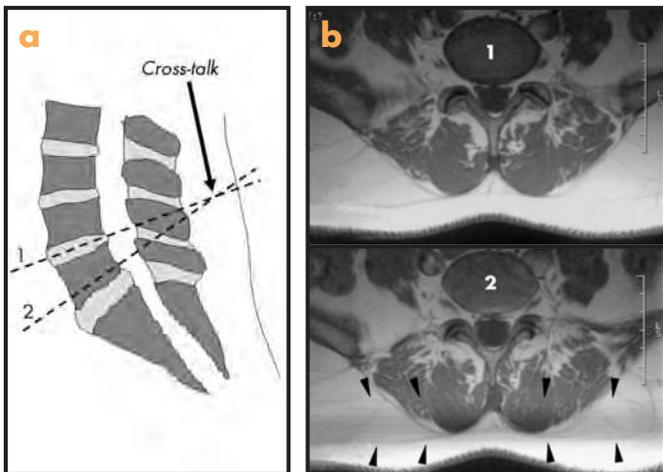
Cuando se pretende hacer un estudio con una antena de este tipo en la que alguno de sus elementos permanece conectado fuera del FOV establecido, la información de fuera del FOV se introduce en la imagen como un fenómeno de *aliasing* (Fig. 8.14).

La solución consiste en centrar adecuadamente al paciente o en apagar el segmento de la antena que se sitúa fuera del FOV.

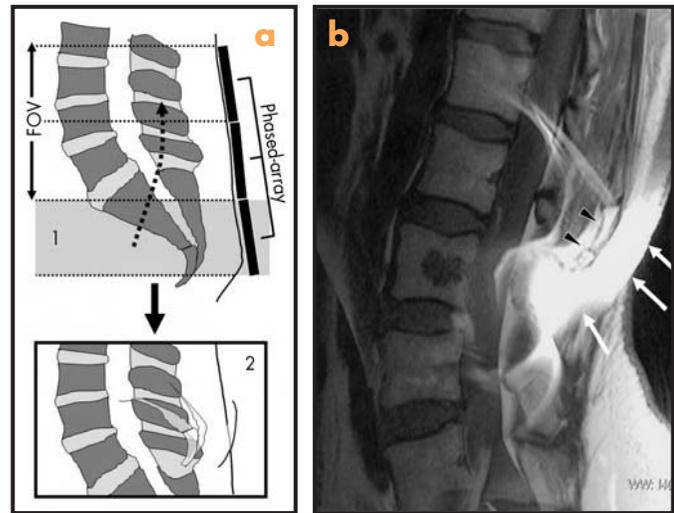
### Artefactos técnicos independientes de la intervención del operador

#### Artefactos por defectos de la homogeneidad del campo magnético

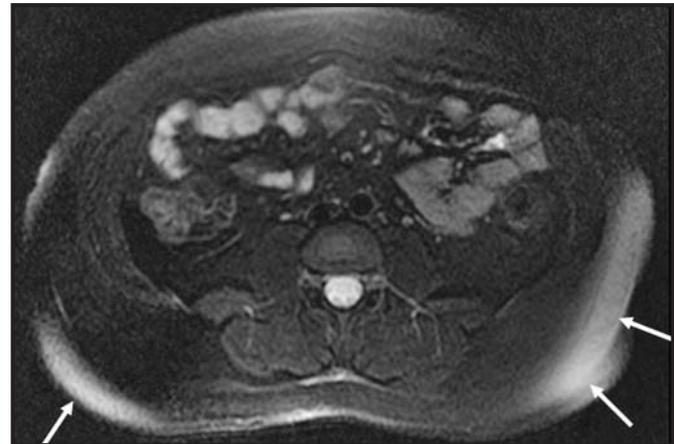
El campo magnético externo no es absolutamente homogéneo y puede serlo aún menos por fallos en el ajuste o en la calibración del campo (*shimming*) o por factores independientes del campo en sí. Las alteraciones de la homogeneidad pueden apreciarse frecuentemente en secuencias en las que se busquen supresiones espectrales (por ejemplo, saturación de la grasa) (Fig. 8.15)<sup>8</sup>. La solución es mantener la homogeneidad del campo en el mejor estado posible con un mantenimiento correcto del sistema.



**Figura 8.13.** Artefacto por cruce de pulsos. a) El esquema muestra el entrecruzamiento de dos cortes sucesivos. En el punto de cruce se produce el fenómeno cross-talk. b) La imagen superior (1) no muestra anomalías. Sin embargo, la obtenida después (2) pone de manifiesto los efectos de la presaturación no deseada (puntas de flecha).



**Figura 8.14.** Uso incorrecto de la antena phased-array. a) En el esquema 1 se representa una bobina de tres canales, de los cuales el más caudal está fuera del FOV. A menos que éste se desconecte, el área sacrococcígea aparecerá superpuesta sobre la imagen final (2). b) En una secuencia ES T1W se observan el cóccix (puntas de flecha) y las partes blandas adyacentes (flechas) superpuestas sobre la columna lumbar.



**Figura 8.15.** Artefactos por falta de homogeneidad del campo magnético. Sección axial abdominal Fat-sat ES T2W. La heterogeneidad del campo por defectos de autocalibración provoca alteraciones de la señal que son especialmente evidentes en las secuencias de saturación espectral de la grasa. En esta imagen se aprecia la falta de una saturación homogénea de la grasa subcutánea (flechas).

### Artefacto fantasma de Nyquist

Este artefacto es propio de la adquisición ecoplanar (EP), sobre todo en las secuencias de difusión (DWI)<sup>21</sup>. El origen de este artefacto está en la forma alternante que esta secuencia tiene de llenar las líneas del espacio K<sup>1</sup>. Al utilizar gradientes de codificación de frecuencia alternantes, los ecos impares siguen un sentido y los pares el inverso. Antes de que cada línea comience a progresar, el sistema necesita una muy pequeña fracción de tiempo (milisegundos) para filtrar los componentes de alta frecuencia temporal de la señal, que introducen ruido<sup>1</sup>. Estas fracciones temporales provocan retrasos y, a su vez, una variación oscilante de la fase de una línea a otra.

Esto produce un artefacto que desplaza la mitad del FOV en el eje de la fase<sup>1</sup>. En aquellos lugares donde la imagen y el artefacto confluyen, se produce una reducción de la relación señal-ruido y la información del coeficiente de difusión aparente se altera (Fig. 8.16)<sup>24</sup>.

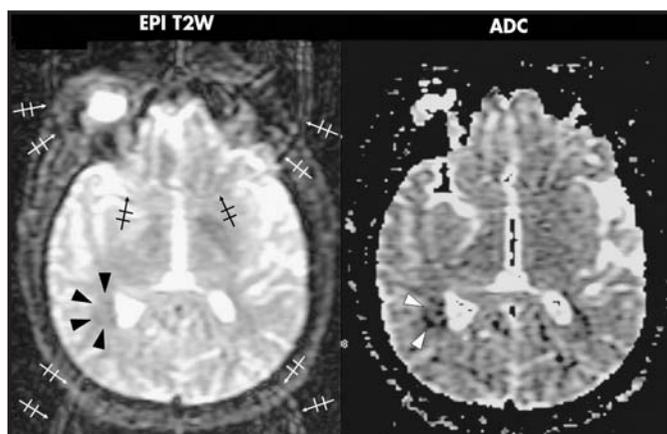
Algunas soluciones para disminuir el artefacto pueden ser aumentar la rBW porque permite reducir significativamente el retraso temporal en el llenado de cada línea<sup>1</sup> y utilizar técnicas de supresión de grasa y fluidos que eviten la superposición de estos tejidos<sup>24</sup>.

### Artefactos por corrientes de Eddy

Los gradientes utilizados en RM crean campos magnéticos intermitentes que inducen corrientes eléctricas en los materiales metálicos circundantes, sobre todo en el imán de la máquina<sup>1</sup>. Estas corrientes crean, a su vez, campos magnéticos no deseados, cuya duración puede ser mucho mayor que la del gradiente que los originó<sup>1</sup>. Los sistemas actuales de RM disponen de mecanismos para eliminarlas y raramente son un problema en las secuencias convencionales, pero no es raro que la anulación de la corriente no sea completa y dé lugar a distorsiones geométricas, sobre todo en la adquisición EP, concretamente en las secuencias de difusión (DWI)<sup>8, 25</sup>. La solución de los artefactos por corrientes de Eddy es competencia del servicio técnico.

### Artefactos por inestabilidad de la fase

Entre los artefactos instrumentales son éstos los más comunes y problemáticos. El sistema asume que el único motivo de cambio de la fase de un pulso a otro es el gradiente de codificación de la fase. Si esto, con el paciente quieto, no se cumple, se producirán errores de fase importantes que llevarán a la aparición de artefactos fantasma o variaciones de la intensidad de la imagen en la dirección de la fase<sup>1</sup>. Los problemas que llevan a esta inestabilidad son múltiples, pero lo más común es que su origen esté en los amplificadores de los gradientes y los de RF<sup>1</sup>. Su solución es competencia del servicio técnico.



**Figura 8.16.** Artefacto por el llenado del espacio K en direcciones alternas. En la imagen de la derecha (EPI T2W) se aprecia el artefacto fantasma consistente en la replicación del borde de la imagen principal (flechas cruzadas). Llama la atención un foco hipointenso junto al atrio ventricular derecho (puntas de flecha). Esta imagen corresponde a un artefacto fantasma del globo ocular derecho y en el mapa ADC provoca una alteración de los datos del coeficiente de difusión, prestándose a confusión con una lesión con restricción de la difusión del agua (puntas de flecha).

## BIBLIOGRAFÍA

- Joseph PM, Atlas SW. Artifacts in MR. En: Atlas SW, editor. Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine, 3<sup>a</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. p. 239-275.
- Hornack JP. The Basics of MRI. <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>.
- Brateman L. Chemical shift imaging: a review. AJR. 1986; 146: 971-980.
- Babcock EE, Brateman L, Weinreb JC, Horner SD, Nunnally RL. Edge artifacts in MR images: chemical shift effect. J Comput Assist Tomogr. 1985; 9: 252-257.
- Hoods MH, Ho VB, Smirniotopoulos JG, Szumowsky J. Chemical Shift: The Artifact and Clinical Tool Revisited. Radiographics. 1999; 19: 357-371.
- Smith AS, Weinstein MA, Hurst GC, DeRemer DR, Cole RA, Duchesneau PM. Intracranial chemical-shift on MR images of the brain: observations and relation to sampling bandwidth. AJR. 1990; 154: 1275-1283.
- Lufkin R, Anselmo M, Crues J, Smoker W, Hanafee W. Magnetic field strength dependence of chemical shift artifacts. Comput Med Imaging Graph. 1988; 12: 89-96.
- Artifacts in MRI. En: MRI, the basics. Hashemi RH, Bradley WG Jr, editores, 1.<sup>a</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1997. p. 175-204.
- Gradient Echo. Part I. Basic Principles. En: MRI, the basics, 1.<sup>a</sup> ed. Hashemi RH, Bradley WG Jr, editores. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1997. p. 221-231.
- Signal Processing. En: MRI, the basics, 1.<sup>a</sup> ed. Hashemi RH, Bradley WG Jr, editores. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1997. p. 114-136.
- Flow phenomena. En: MRI, the basics, 1.<sup>a</sup> ed. Hashemi RH, Bradley WG Jr, editores. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1997. p. 266-279.
- Haacke EM, Lenz GW. Improving Image quality in the presence of motion by rephrasing gradients. AJR. 1987; 148: 1251-1258.
- Pelc NJ, Alley MT, Listerud J, Atlas SW. Fundamentals of Flow and Hemodynamics. En: Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine, 3.<sup>a</sup> ed. Atlas SW, editor. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002. p. 101-125.
- Bakshi R, Caruthers SD, Janardhan V, Wasay M. Intraventricular CSF pulsation artifact on fast fluid-attenuated inversion-recovery MR images: analysis of 100 consecutive normal studies. AJNR Am J Neuroradiol. 2000; 21: 503-508.
- Sasaki T, Yadono H, Prado GLM, y cols. Increased Signal Intensity in the Normal Glenoid Labrum in MR Imaging: Diagnostic Pitfalls Caused by de Magic-angle Effect. Magn Reson Med Sci. 2002; 1: 149-156.
- Erickson SJ, Prost RV, Timins ME. The «magic angle» effect: background physics and clinical relevance. Radiology. 1993; 188: 23-25.
- Erickson SJ, Cox IH, Hyde JS, Carrera GF, Strandt JA, Stkowsky LD. Effect of tendon orientation on MR imaging signal intensity: a manifestation of «magic angle» phenomenon. Radiology. 1991; 181: 389-392.
- Takeuchi M, Sekino M, Iriguchi N, Ueno S. Dependence of the spin-spin relaxation time of water in collagen gels on collagen fiber directions. Magn Reson Med Sci. 2004; 3: 153-157.
- Peh WC, Chan JH. The magic angle phenomenon in tendons: effect of varying the MR echo time. Br J Radiol. 1998; 71: 31-36.
- Pusey E, Yoon C, Anselmo ML, Lufkin RB. Aliasing artifacts in MR imaging. Comput Med Imaging Graph. 1988; 12: 219-224.
- Tsai Ch-M, Nishimura DG. Reduced Aliasing Artifacts Using Variable-Density k-Space Sampling Trajectories. Mag Res Med. 2000; 43: 452-458.
- Scan Parameters and Imaging Optimization. En: MRI, the basics, 1.<sup>a</sup> ed. Hashemi RH, Bradley WG Jr, editores. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1997. p. 167-174.
- Wood ML, Henkelman MR. Truncation artifacts in magnetic resonance imaging. Magn Reson Med. 1985; 2: 517-526.
- Porter DA, Calamante F, Gadian DG, Connelly A. The effect of residual Nyquist ghost in quantitative echo-planar diffusion imaging. Magn Reson Med. 1999; 42: 385-392.
- Alexander AL, Tsuruda JS, Parker DL. Elimination of eddy current artifacts in diffusion-weighted echo-planar images: the use of bipolar gradients. Magn Reson Med. 1997; 38: 1016-1021.



# 9

## Técnicas de saturación grasa

*Gabriel C. Fernández Pérez, María Velasco Casares  
y Francisco M. Tardáguila Montero*

La discriminación tisular y la caracterización de la composición de un tejido o una lesión son dos de las mayores ventajas que tiene la resonancia magnética (RM) en la aplicación clínica rutinaria. En este sentido las secuencias de saturación grasa gozan de una gran eficacia diagnóstica que basa su interés en anular la señal de los tejidos o lesiones que contienen grasa. Se sabe que los protones unidos a los lípidos y los que se unen al agua precesan a una frecuencia diferente. Conociendo esta diferencia en la velocidad de precesión se puede actuar sobre los protones unidos a la grasa y eliminar su señal (secuencias de saturación espectral). También se sabe que la grasa y el agua tienen diferentes tiempos de relajación longitudinal o T1, por lo que manejando esta diferencia es posible anular la grasa al suprimir su relajación longitudinal (técnicas basadas en secuencias con tiempo de inversión o STIR). Pero no todos los tejidos o lesiones tienen la misma proporción de grasa; por ejemplo, la grasa del tejido celular subcutáneo tiene una proporción muy alta de lípidos (almacenados en las vacuolas de los adipocitos) con una composición de triglicéridos en una proporción muy superior a la de otros compuestos, como el colesterol o los ácidos grasos (99:1). También existe un tipo de grasa que está coexistiendo con el agua en mayor o menor proporción. Por ejemplo, no hay la misma proporción de grasa en el tejido celular subcutáneo que en la médula grasa del hueso y esta diferencia será de gran importancia para determinar qué tipo de secuencias se deben utilizar para anular apropiadamente estas estructuras anatómicas.

### **SATURACIÓN GRASA POR SELECCIÓN DE FRECUENCIA O SATURACIÓN ESPECTRAL (FAT-SAT; SPIR)**

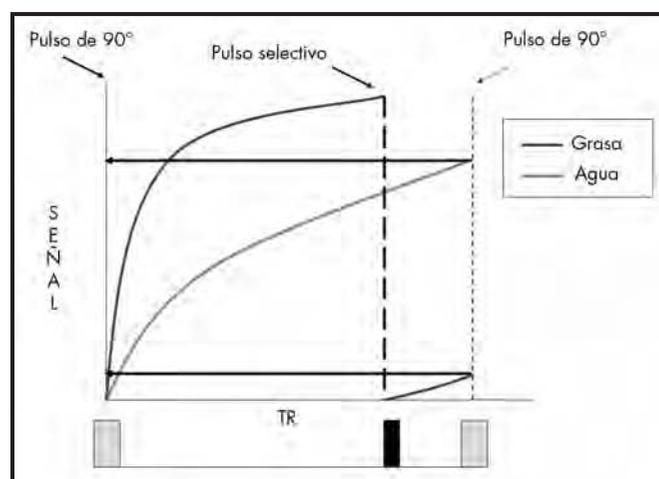
Esta técnica se basa en que conociendo la frecuencia de precesión de los protones de la grasa y aplicando un pulso de radiofrecuencia (RF) selectivo sobre ellos, provocamos un desplazamiento de la magnetización al plano transversal. Inmediatamente después se aplica otro pulso no selectivo de RF (por ejemplo, 90° en caso de la secuencia ES) actuando tanto sobre los protones del agua como sobre los de la grasa. Los protones del agua (que seguían relajándose y tenían por tanto un componente de magne-

tización longitudinal muy grande), tendrán un componente transversal muy grande y producirán una señal alta. Sin embargo, los protones de la grasa que comenzaban a relajarse tras el pulso selectivo que se les aplicó (mínima relajación longitudinal) no tendrán prácticamente magnitud transversal y por tanto no producirán señal (Fig. 9.1).

### **Ventajas**

Su ventaja principal es la gran exactitud para anular la grasa y por lo tanto toda lesión o tejido que se anule estará constituido por grasa madura (lipomas, grasa del tejido celular subcutáneo, etcétera).

Pero no es la única aplicación clínica. Resulta muy útil para resaltar las lesiones que realzan tras la administración de contraste ya



**Figura 9.1.** Tras un pulso de radiofrecuencia comienzan a relajarse tanto los protones del agua como los de la grasa. Posteriormente se aplica un pulso selectivo con la frecuencia de precesión de la grasa desplazando la magnetización longitudinal de la grasa al plano transversal. Inmediatamente después se aplica el siguiente pulso de radiofrecuencia que completa el TR, donde la grasa prácticamente no ha tenido recorrido longitudinal, mientras que el agua ha podido seguir relajándose y tiene mayor componente longitudinal, lo que contribuirá a una mayor señal.

que al anular la grasa de los tejidos circundantes mejora la visualización de las zonas que captan gadolinio.

Otra gran ventaja es que se puede aplicar a cualquier secuencia, sea ES, EG e incluso con distintas potenciaciones en la imagen (T1, T2 o densidad protónica).

Además reduce el artefacto químico y permite obtener un gran detalle anatómico, por lo que es muy útil en técnicas como la RM artrografía, al suprimir la grasa y contrastar la cavidad articular distendida mediante la inyección de gadolinio.

## Inconvenientes

La frecuencia de este pulso selectivo debe ser exactamente igual a la frecuencia a la que precedan los protones de la grasa. Si existen alteraciones de la homogeneidad del campo magnético, las frecuencias variarán por lo que el pulso de RF no conseguirá resonar con algunos protones de la grasa o incluso lo hará con protones del agua provocando que la saturación no sea homogénea en toda la imagen. Puede ocurrir que el pulso de saturación anule la señal del agua en lugar de los lípidos suprimiendo zonas donde no existe grasa. Por otra parte, dado que el pulso utilizado para anular la grasa es de  $90^\circ$ , en zonas con falta de homogeneidad el pulso puede ser mayor o menor de  $90^\circ$ , produciendo una señal residual de la grasa y por lo tanto una saturación no completa en la imagen obtenida. Este hecho se produce frecuentemente cuando se emplean antenas de superficie. En los equipos de última generación la homogeneidad del campo es muy alta y además disponen de un sistema de ajuste *autoshimming* (técnica para homogenizar el campo antes de realizar la secuencia) que se aplica sobre todo el volumen o centrado en un área de interés de la región de estudio minimizando estos inconvenientes.

Cuando hay tejido adiposo coexistiendo con agua la pérdida de señal no se produce. Además, si existe una pequeña proporción de ácidos grasos que tienen la misma frecuencia que los protones del agua, éstos no serán anulados. Estos ácidos grasos no suprimidos se denominan «alcalenos» (ácidos grasos libres o rodeados por triglicéridos). Según esto, pequeñas cantidades de grasa en una lesión no perderían señal con esta técnica (por ejemplo, el adenoma suprarrenal).

Por último, esta técnica alarga el tiempo de la secuencia ya que se necesita un tiempo extra para realizar el pulso selectivo de saturación.

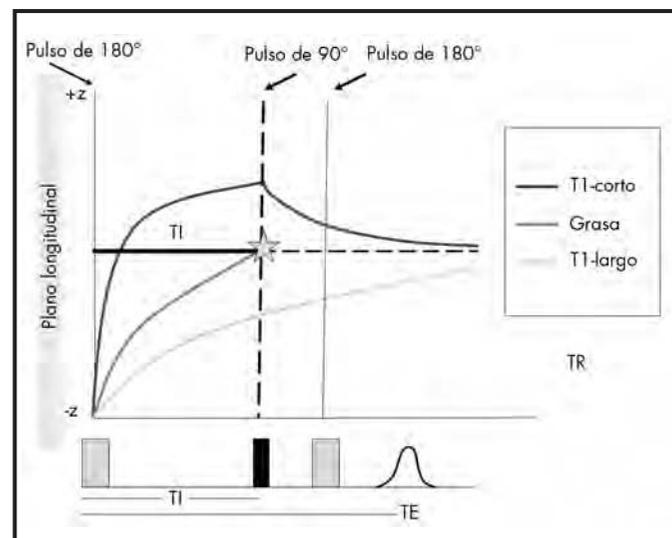
## SECUENCIA CON TIEMPO DE INVERSIÓN

Es la técnica más simple utilizada para conseguir anular la señal de la grasa, la cual se basa en la diferencia en los tiempos de relajación longitudinal (STIR= *Short Time Inversion-Recovery*), es decir, en el T1 de los diferentes tejidos. La secuencia aplica un primer pulso de  $180^\circ$  para continuar con los pulsos de RF de una secuencia ES convencional ( $90-180-90^\circ$ ). Este primer pulso invierte los protones  $180^\circ$  en el plano longitudinal ( $-z$ ). A continuación los protones de los diferentes tejidos comienzan a relajarse para intentar llegar al máximo estado de equilibrio ( $+z$ ) y la recuperación de la magnetización longitudinal sigue una curva exponencial que es diferente en cada tejido. Durante este proceso la curva de relajación de la grasa pasará por un punto cero o punto nulo

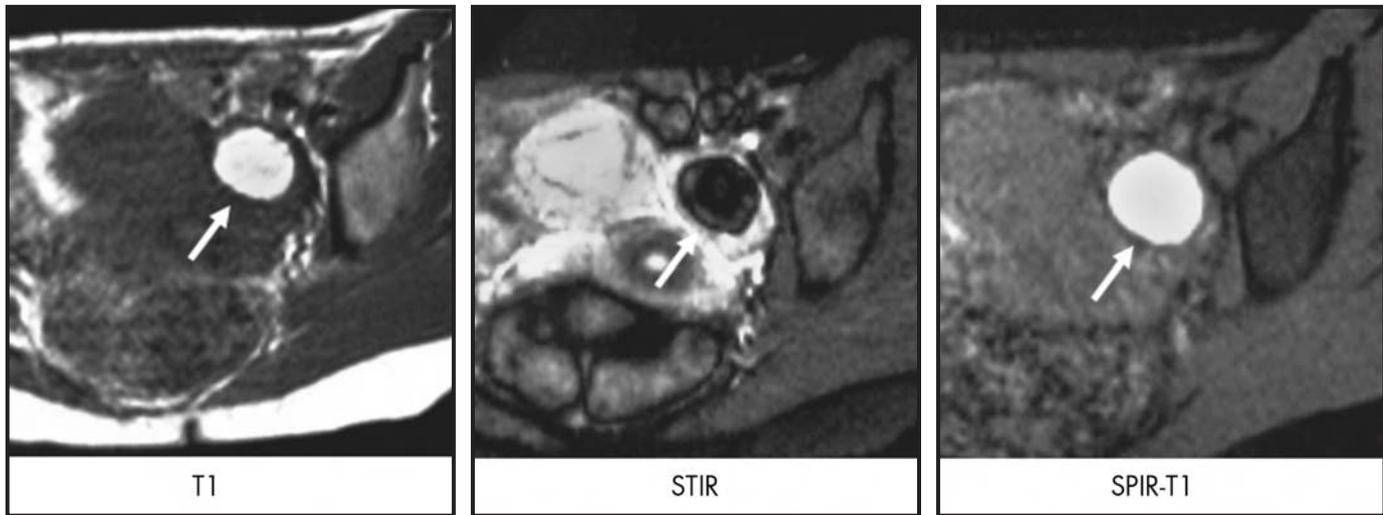
(Fig. 9.2), momento donde se aplica el primer pulso de  $90^\circ$  de una secuencia clásica ES. Este período de tiempo se denomina «tiempo de inversión» o TI y representa el tiempo desde el pulso de  $180^\circ$  hasta el primer pulso de  $90^\circ$ . Se conoce el tiempo que tarda el vector de la grasa en alcanzar este punto nulo ( $0,69$  del tiempo T1 de la grasa). Este TI depende de la fuerza del campo magnético. En un imán de alto campo, 1,5 T, la grasa tiene un tiempo T1 de aproximadamente 250 ms y el TI estará en torno a 160-170 ms ( $\sim 250 \times 0,69$ ). Para un campo menor, por ejemplo 1 T, la grasa tiene un T1 de 200 ms y el TI estará en 135-150 ms ( $\sim 200 \times 0,69$ ). Estos intervalos del TI se deben a las pequeñas variaciones que existen en la composición de la grasa de unos pacientes a otros. Sin embargo, esta secuencia no discrimina entre la grasa y otros compuestos, que pueden también perder la señal, con un punto nulo similar o de otra manera un TI similar. Esto ocurre con compuestos que brillan en T1 (T1 corto), como la sangre, la melanina, el gadolinio o lesiones con alto contenido en proteínas. Por lo tanto, si una lesión pierde señal con esta secuencia, hay que ser prudentes antes de decir que se trata de grasa. Un ejemplo clásico aparece en el diagnóstico de una lesión ovárica hiperintensa en T1, la cual puede ser un teratoma (grasa) o un endometrioma (sangre). Puede ocurrir que ambas sustancias tengan el mismo TI y por tanto pierdan señal en las secuencias STIR (Fig. 9.3). Es imprescindible en estos casos realizar una secuencia que anule la grasa de forma específica y por tanto ha de realizarse una secuencia de saturación grasa por frecuencia (SPIR, fat-sat, etcétera).

## Ventajas

Tiene gran aplicación clínica, ya que al suprimir la grasa de los tejidos, realzará los tejidos o lesiones con mayor contenido en agua. Así, lesiones como el edema o tumores brillan en este tipo de



**Figura 9.2.** Secuencia STIR. Se aplica un primer pulso de radiofrecuencia de  $180^\circ$ , pasando la magnetización longitudinal al plano «-z». A partir de aquí comenzará la recuperación de la magnetización longitudinal, pero en un momento determinado, en el que la grasa pasa por el punto cero de magnetización, se aplica un pulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$  (tiempo de inversión), anulando de esta forma la grasa.



**Figura 9.3.** Endometriosis en el ovario izquierdo. Lesión ovárica con alta señal en T1 que plantea el diagnóstico entre grasa (teratoma) o sangre (endometrioma). En la secuencia STIR se anula la señal por lo que podría indicar un contenido graso. Sin embargo, es el ejemplo clásico donde la sangre también puede perder señal. En la secuencia de saturación espectral de la grasa, la lesión es hiperintensa y por tanto no es grasa.

secuencia. Es por tanto una secuencia muy utilizada para detectar patología, especialmente la incluida en gran tejido graso (por ejemplo, mama o médula ósea grasa).

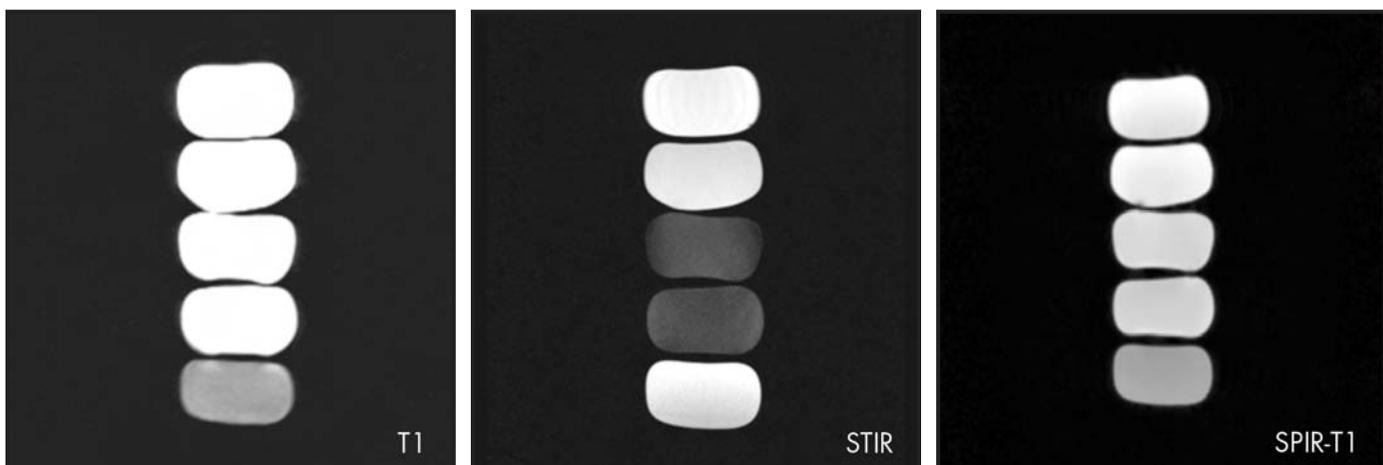
### Inconvenientes

La principal desventaja ya ha sido comentada. Es una secuencia que puede anular cualquier tejido o lesión que tenga un T1 similar a la grasa y por tanto hay que saber que no es específica para anular la grasa. Un ejemplo práctico se ilustra en la figura 9.4, donde se muestra la señal de cinco diluciones de gadolinio de mayor a menor concentración (1; 0,5; 0,25; 0,15 y 0,05%). En la secuencia potenciada en T1 las diluciones tienen alta señal proporcional a la concentración del contraste. Si se aplica una secuencia STIR, se ve cómo las diluciones del centro (0,25 y 0,15%) pierden señal. Esto se debe a que tienen un T1 similar a la grasa, lo que explica

cómo estas dos concentraciones pueden confundirse con grasa donde solamente hay agua y gadolinio. Si se aplica una secuencia selectiva de saturación grasa por frecuencia, se ve cómo ninguna de las concentraciones pierde señal, es decir, brillan en T1 como la grasa pero se puede descartar su existencia porque no pierden su señal cuando se aplica la secuencia de saturación selectiva de la grasa. Este ejemplo explica cómo la presencia de grasa sólo se puede detectar usando una secuencia específica para anular su señal.

La secuencia STIR no debe utilizarse cuando se administra contraste. El gadolinio acorta el T1 de los tejidos (o de las lesiones) y puede hacer coincidir el T1 de la lesión que capta con el T1 de la grasa.

Esta secuencia es larga, ya que se tiene que esperar a que los tejidos se relajen después del pulso de  $180^\circ$  para posteriormente aplicar el siguiente pulso de RF. Actualmente aplicando secuencias rápidas con trenes de eco se puede reducir su duración.



**Figura 9.4.** Ejemplos de la señal con diluciones de gadolinio (1; 0,5; 0,25; 0,15 y 0,05%). En la secuencia T1, su señal alta está en relación con la concentración de gadolinio. En la secuencia STIR las diluciones centrales pierden señal debido a que los T1 de estas dos concentraciones son similares al T1 de la grasa. Sin embargo en la secuencia de saturación espectral de la grasa, no hay pérdida de señal, lo que indica que no existe grasa.

Tiene menor S/R debido a que los protones no llegan a relajarse completamente y a menor relajación longitudinal, menor componente transversal y por tanto menor señal.

## SECUENCIAS EN FASE Y FUERA DE FASE

**S**on secuencias eco de gradiente con distintos tiempos de eco. Cuando se aplica un pulso de RF el vector de magnetización en el plano transversal está en fase ya que tanto la población de protones del agua como los protones de la grasa tienen la misma orientación. Al tener los protones de grasa y agua una frecuencia de precesión diferente, al cabo de un tiempo (tiempo de eco) sus vectores estarán en sentido opuesto (fuera de fase) y el vector suma resultante será de menor magnitud (menor señal). En otro momento, ambos vectores volverán a coincidir y de nuevo estarán en fase y su vector suma será mayor y tendrá mayor señal. Si se observa la figura 9.5 se ve cómo después de la excitación (plano transversal) el vector de los protones del agua y de la grasa está en fase. Posteriormente los protones del agua procesan más rápidamente que los de la grasa e irán formando un ángulo que corresponde a esta diferencia. Al cabo de un tiempo este ángulo será de  $180^\circ$  o de otra forma ambos vectores están en un sentido opuesto. Algún tiempo después, ambos vectores volverán a estar en fase ( $360^\circ$ ), y así sucesivamente. La secuencia en fuera de fase se reconoce por un artefacto que es una línea negra en el borde de las estructuras (artefacto de tinta china). Los TE para obtener la imagen en fase y fuera de fase dependen de la fuerza del campo magnético porque el desfase será más rápido cuando los campos magnéticos son mayores (para un campo de un 1,5 T, los TE fuera de fase serían de 2,1; 6,3 y 10,5 ms y en fase de 4,2; 8,4; 12,6 ms).

### Ventajas

Es una técnica rápida, sencilla y que se puede utilizar en todas las unidades de RM. Su mayor ventaja es poder diagnosticar lesiones que muestran grasa coexistiendo con agua (adenomas suprarrenales o hepáticos, esteatosis hepática, etcétera).

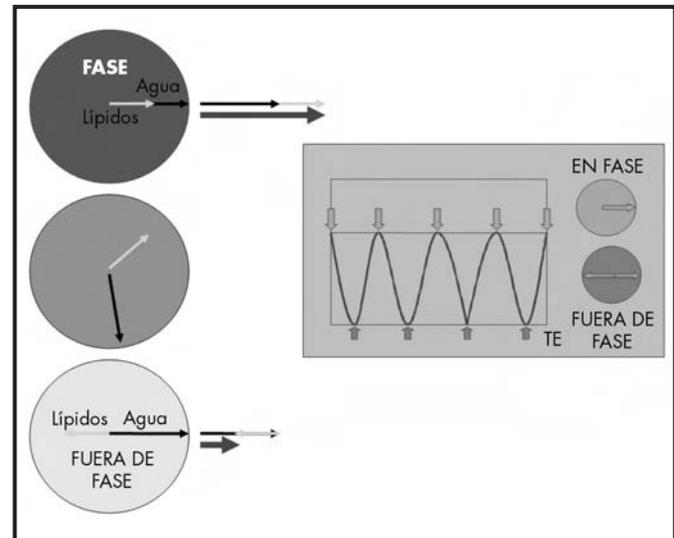
También se puede usar asociándola a una secuencia SPIR (saturación grasa por frecuencia). Esta forma híbrida o combinada resultará en una pérdida completa de la señal de la grasa, sea compuesta por grasa madura o por pequeñas proporciones de grasa coexistiendo con agua.

### Inconvenientes

No suprime la grasa madura, por lo que se debe seleccionar otra secuencia (saturación por frecuencia).

No debe emplearse como secuencia postcontraste ya que la captación de la lesión puede no evidenciarse o incluso se puede producir un incremento paradójico de la supresión grasa; este problema es más acusado cuando la lesión está dentro de tejidos con alto contenido graso, como ocurre en la mama.

Las imágenes en fuera de fase se deben obtener con el TE más corto posible. Si se comparan las imágenes usando un TE más largo en fuera de fase que en fase (por ejemplo, 10,5 fuera de fase y 4,2 en fase), la pérdida de señal no se apreciará ya que la pérdida de señal en fuera de fase dependerá del  $T2^*$ .



**Figura 9.5.** Secuencia fuera de fase (o fase opuesta). Es una secuencia eco de gradiente donde los protones del agua y de la grasa se oponen en el plano transversal en un determinado tiempo (tiempo de eco). Al oponerse el vector suma resultante (flecha azul) es menor y por tanto la señal es menor que cuando los protones están en fase.

## SATURACIÓN POR EXCITACIÓN DEL AGUA (PROSET; WATER EXCITATION)

Este tipo de secuencia produce tres pulsos de RF ( $22,5^\circ$ ;  $45^\circ$  y  $22,5^\circ$ ) que suman en total  $90^\circ$  (Fig. 9.6). Por tanto esta secuencia utiliza varios pulsos de RF combinados y separados por un período de tiempo corto, que completan entre todos un pulso de  $90^\circ$ . Mediante estos pulsos y aprovechando los momentos en fase opuesta se logra excitar los protones del agua para relajarse y producir señal, mientras que la relajación total ya se ha producido en los protones de la grasa y no se obtiene señal.

### Ventajas

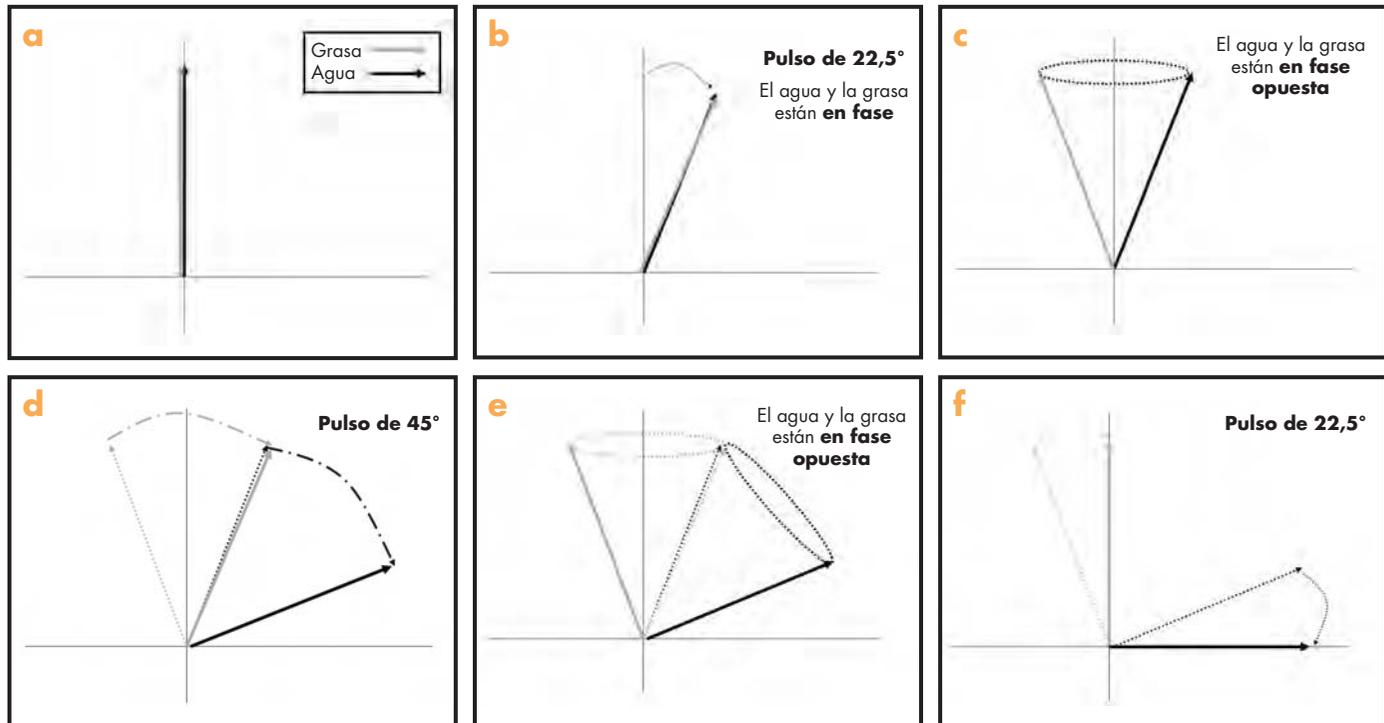
Esta técnica precisa tan sólo unos pocos milisegundos extra (1-2 ms) para su realización, en comparación con la secuencia de saturación espectral de la grasa, que necesita unos 10 ms añadidos para aplicar el pulso selectivo de la grasa.

Se puede utilizar en secuencias tridimensionales (3D), sin penalizar tiempo y con cualquier grosor de corte, por lo que es muy útil en las secuencias angiográficas y tras la administración de gadolinio (secuencia VIBE del hígado).

Es de gran utilidad en estudios del músculo esquelético por tener alto contraste en la diferenciación del cartílago articular, especialmente en 3D, donde permite grosores de corte muy finos.

### Inconvenientes

Como la secuencia de saturación espectral de la grasa, es sensible a los cambios de homogeneidad del campo magnético y por tanto debe realizarse un ajuste de homogenización (*shimming*).



**Figura 9.6.** a) Los vectores de magnetización del agua y la grasa están en el mismo plano vertical. b) Se aplica un primer pulso de 22,5° con los vectores en fase. c) Si se deja pasar un tiempo corto, los vectores se ponen en fase opuesta. d) En este momento se aplica un pulso de 45°. e) Se espera otro corto período de tiempo para que se vuelvan a situar en fase opuesta. f) Se aplica un último pulso de 22,5°, de tal forma que el vector del agua está en el plano horizontal, siendo el único que contribuye a la señal, mientras que el vector de la grasa en el plano vertical no producirá señal.

En secuencias bidimensionales (2D) tiene limitaciones con el grosor de corte y son necesarios grosores mayores de 7 mm (aunque esta limitación depende de los gradientes de cada unidad y de cada casa comercial).

## CONCLUSIÓN

La secuencia de saturación espectral de la grasa que utiliza un pulso selectivo de frecuencia para anular la grasa es la más específica para anular la señal de la grasa madura (por ejemplo, tejido celular subcutáneo) y además resulta de gran utilidad en las secuencias post-contraste. Su principal desventaja es su sensibilidad a las faltas de homogeneidad del campo magnético y puede producir imágenes con saturación incompleta. La secuencia con tiempos de inversión (STIR) produce una supresión de la grasa más homogénea y global, lo que permite la detección de la patología ya que produce mayor realce de las estructuras o lesiones patológicas. Sin embargo, no es una secuencia específica para anular sólo la grasa; puede anular también lesiones con T1 similares. La secuencias en fuera de fase son rápidas y se recomiendan para detectar lesiones con poco contenido graso (grasa coexistiendo con agua). Su mayor problema es detectar lesiones incluidas en gran cantidad de grasa, como ocurre en la mama. La secuencia de saturación selectiva del agua tiene los mismos inconvenientes y ventajas que la secuencia de saturación selectiva de la grasa e incluso es más rápida que esta última. Su desventaja es tener que emplear grosores de corte altos en las secuencias 2D y no ser una secuencia completamente desarrollada en todas las Unidades.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Brateman L. Chemical shift imaging: a review. *AJR Am J Roentgenol*. 1986; 146: 971-980.
2. Delfaut E, Beltran J, Johnson G, Rousseau J, Marchandise X, Cotten A. Fat suppression in MR imaging: techniques and pitfalls. *Radiographics*. 1999; 19 (2): 373-382.
3. Fleckenstein J, Archer B, Barker B, Vaughan J, Parkey R, Peshock R. Fast short-tau INVERSION-recovery MR imaging. *Radiology*. 1991; 179: 499-504.
4. Hauger O, Dumont E, Chateil JF, Moinard M, Diard F. Water excitation as an alternative to fat saturation in MR imaging: preliminary results in musculoskeletal imaging. *Radiology*. 2002; 224: 657-663.
5. Krinsky G, Rofsky N, Weinreb J. Nonspecificity of short INVERSION time INVERSION recovery (STIR) as a technique of fat suppression: pitfalls in image interpretation. *AJR*. 1996; 166: 523-526.
6. Outwater E, Blasbalg R, Siegelman E, Vala M. Detection of lipid in abdominal tissues with opposed-phase gradient-echo images at 1,5 T: techniques and diagnostic importance. *Radiographics*. 1998; 18: 1465-1480.
7. Peng Q, McColl RW, Wang J, Weatherall PT. Novel rapid fat suppression strategy with spectrally selective pulses. *Magn Reson Med*. 2005; 54: 1569-1574.
8. Reeder SB, Pelc NJ, Alley MT, Gold GE. Rapid MR imaging of articular cartilage with steady-state free precession and multipoint fat-water separation. *AJR Am J Roentgenol*. 2003; 180: 357-362.
9. Tien R. Fat-suppression MR imaging in neuroradiology: techniques and clinical application. *AJR*. 1992; 158: 369-379.
10. Westbrook C, Kaut C. Pulse sequences. En: *MRI in practice*, 2.ª ed. London: Blackwell Science; 1988.



# 10

## Técnicas angiográficas

*Cristina Santa Marta Pastrana, Javier Sánchez González  
y Javier Lafuente Martínez*

La angiografía por RM (ARM) trata de crear contraste entre la sangre y el tejido estático. Las técnicas de angiografía se dividen básicamente en técnicas de «sangre negra» y de «sangre blanca», dependiendo de si ésta se ve más negra o más blanca que el tejido circundante. La angiografía de «sangre blanca» se puede dividir a su vez en dos técnicas: imagen de flujo e imagen con contraste exógeno. A lo largo de este capítulo se desglosan los principios físicos correspondientes a cada una de las técnicas, sus ventajas e inconvenientes y sus aplicaciones clínicas<sup>1</sup>.

### PROPIEDADES DE LA SANGRE Y DE LOS AGENTES DE CONTRASTE

Las distintas técnicas de adquisición de imágenes de angiografía por RM explotan las propiedades magnéticas de la sangre.

La presencia de cualquier sustancia inmersa en un campo magnético altera el valor de éste: la capacidad para producir esa alteración es lo que se conoce como «susceptibilidad magnética». La sangre oxigenada contiene hemoglobina, que es diamagnética; el valor de su susceptibilidad magnética es bajo y produce pocas alteraciones del campo magnético localmente. Sin embargo, la deoxihemoglobina es paramagnética ya que posee un ión de hierro con cuatro electrones desapareados que altera de manera significativa el campo magnético  $B_0$  dando lugar a un efecto de susceptibilidad magnética importante. Estas diferencias se aprovechan por ejemplo para obtener imágenes de activación cerebral (efecto BOLD).

En personas sanas la sangre oxigenada constituye al menos el 75% de la sangre venosa y el 90% de la arterial. Por lo tanto, la sangre intravascular tiene unos tiempos de relajación T1 y T2 relativamente largos, parecidos a los del agua, en contraste con la sangre extravascular rica en deoxihemoglobina, especialmente en sangrados antiguos, que presenta un T2\* mucho más corto.

La magnetización longitudinal  $M_z$  de la sangre se satura fácilmente debido a su tiempo de relajación T1 largo. El estado de saturación se alcanza cuando TR es menor que T1; en este caso la  $M_z$  no puede recuperar su valor de equilibrio entre pulsos sucesivos de radiofrecuencia (RF). Cada corte recibe entre 128 y 512 pulsos de RF; con esta cantidad de energía depositada la sangre

contenida en el corte se satura y su  $M_z$  alcanza un estado estacionario con un valor menor que  $M_0$ . En este caso la sangre aparece negra en la imagen de RM. La deposición de energía no afecta a la sangre en movimiento, puesto que sale del corte antes de saturarse, lo que constituye la base de las imágenes con realce del flujo o FRE (*Flow Related Enhancement*).

El uso de agentes de contraste pretende, generalmente, acortar el tiempo de relajación T1 de la sangre. Los agentes de contraste más utilizados en la clínica habitual son quelados de gadolinio ( $^{64}\text{Gd}$ ). El Gd está en el grupo de los lantánidos y posee siete electrones desapareados, por lo que su susceptibilidad magnética es 1.000 veces mayor que la del núcleo de hidrógeno, es decir, presenta propiedades paramagnéticas. Los electrones desapareados del Gd interactúan con el protón del hidrógeno, para lo cual ambos átomos tienen que estar muy cercanos ya que la intensidad de la interacción disminuye como  $1/r^6$ , donde  $r$  es la distancia que los separa. Para obtener imágenes óptimas realizadas con Gd, la mejor aproximación es utilizar secuencias muy potenciadas en T1.

Los iones de Gd (III) son tóxicos y no son solubles en agua, por lo que en estado puro no son adecuados para su uso en humanos. Para solucionar este problema el Gd (III) se queda con diferentes moléculas de bajo peso molecular; la molécula más simple es el DTPA (ácido dietilentriaminopentaacético); con un peso molecular de 590 u. Los quelados de Gd (III), muy solubles en agua, se eliminan de la sangre hacia los riñones y tienen una semivida de 90 minutos. El Gd-DTPA y otros quelados semejantes se equilibran rápidamente con el fluido extracelular y se denominan «agentes de contraste extracelulares». Este comportamiento provoca que la concentración intravascular de contraste varíe muy rápidamente y alcance un valor de equilibrio muy bajo. Por lo tanto, los agentes de contraste extravasculares están indicados para obtener imágenes de «primer paso», es decir, antes de que su concentración disminuya.

Una segunda opción es utilizar agentes de contraste intravasculares (*blood pool*), es decir, que permanezcan en el espacio intravascular durante un largo período de tiempo. Hay gran variedad de este tipo de agentes en ensayo clínico<sup>2,3</sup>: macromoléculas marcadas con Gd (III)<sup>4</sup>, glóbulos rojos marcados con cromo o USPIO (*Ultrasmall Superparamagnetic Iron Oxide*). La albúmina marcada (MS-325) tiene un peso molecular de aproximadamente 92.000 u y una semivida de 88 minutos. El mayor problema que presenta es su retención en hígado y huesos durante semanas, lo que aumen-

ta el riesgo de toxicidad. Otra variedad es el dextrano marcado con Gd-DTPA<sup>5</sup>; el primero es un polisacárido con un peso molecular entre 75.000 y 100.000 u, es seguro y se rompe con más facilidad que la albúmina. A cada molécula de dextrano se fijan alrededor de 15 moléculas de Gd-DTPA con enlaces hidrolizables. La semivida de este compuesto es de 43 minutos.

La idea de utilizar glóbulos rojos marcados con <sup>51</sup>Cr proviene de la Medicina nuclear. La semivida de las células marcadas es de 4,7 días, en comparación con los 16,6 días de las células sin marcar.

El USPIO está compuesto por un núcleo magnéticamente activo y una cubierta inerte, como el dextrano, con un peso molecular mayor de 650 ku, lo que hace muy difícil que se extravase. Tiene una semivida mayor de 3 horas. El USPIO afecta de manera moderada al T1 y de manera muy enérgica al T2, por lo que hay que utilizar secuencias muy potenciadas en T1 para mitigar los efectos sobre el tiempo de relajación T2.

Aunque los agentes intravasculares están diseñados para hacer imagen en estado estacionario, también se pueden usar como agentes de primer paso.

## TÉCNICA DE SANGRE NEGRA

El objetivo de la técnica de sangre negra es mostrar el flujo sanguíneo más negro que el tejido estático. La aplicación clínica más difundida es la detección de anomalías tanto murales como intraluminales (*flaps* intimaes, placas de aterosclerosis, engrosamiento de la pared, hematoma intramural, etc.)<sup>6-8</sup>. Las secuencias que se utilizan habitualmente son la eco de espín (ES), la turbo eco de espín (TSE)<sup>9</sup> o doble inversión-recuperación (DIR). Los principios sobre los que descansa esta técnica son sencillos: para generar señal de eco de espín es necesario haber recibido un pulso de 90° y otro de 180°; en caso contrario no hay señal. Los dos pulsos son selectivos para el corte seleccionado luego; si la sangre atraviesa el corte a tal velocidad que sólo recibe uno de los pulsos, lo que aparece en la imagen es un «vacío de señal» en el lugar que debía ocupar la sangre. Para ello se tiene que cumplir que la velocidad del flujo sea mayor que  $d/TE$ , donde  $d$  es el espesor del corte, en caso de que el flujo sea ortogonal al corte; si no lo es debe tener una velocidad mayor para aparecer negro.

Tanto el flujo lento como el contenido en el mismo plano que la imagen pueden no aparecer negros por no cumplir la condición de velocidad mencionada. Para evitar este problema se suelen emplear bandas de saturación situadas por encima y por debajo de cada corte. Los pulsos de saturación se envían inmediatamente antes que los de imagen; combinados con la aplicación de un gradiente de campo intenso excitan y desfasan los protones de manera que no pueden generar señal cuando reciben el pulso de excitación en el corte seleccionado para la imagen. Una manera muy simple de asegurar que el flujo paralelo al plano de imagen aparezca negro es aumentar ligeramente el TE ( $TE \approx 20$  ms) respecto al de la secuencia potenciada en T1 que se utilice en el caso del flujo perpendicular al corte.

La solución más firme y elegante para obtener imágenes en sangre negra es la secuencia DIR: una secuencia TSE con dos pre-pulsos de inversión que suprimen la señal en la luz del vaso. En primer lugar se aplica un pulso de inversión no selectivo, seguido de un pulso selectivo que devuelve la magnetización original sólo a los protones contenidos en el corte. El tiempo que transcurre entre el segundo pulso de inversión y el de excitación o tiempo

de inversión (TI) se calcula de manera que los protones de la sangre estén pasando por el punto cero de magnetización longitudinal y no den señal. Durante el TI los protones que han recibido el segundo pulso inversor salen del corte y son sustituidos por los protones anulados que provienen de fuera del corte.

Para conseguir la máxima velocidad de flujo y aumentar el efecto de sangre negra, se hace coincidir el TI con la sístole cardíaca. Se puede utilizar sincronización cardíaca con un tiempo de repetición igual al intervalo R-R, un tiempo de eco de 20-30 ms y una longitud de tren de ecos entre 8 y 16 ecos<sup>1</sup>. La localización anatómica por excelencia para esta técnica es el tórax (disección y aneurismas aórticos), donde se presentan siempre artefactos cardíacos y respiratorios (Fig. 10.1). Para mitigar los artefactos respiratorios la secuencia DIR se puede adquirir en apnea. En pacientes no colaboradores es mejor opción utilizar secuencias ES o TSE con sincronización respiratoria. La sincronización cardíaca evita los artefactos cardíacos y se puede combinar con todas las secuencias descritas en esta sección.

El talón de Aquiles de la imagen en sangre negra es el flujo lento. A pesar de todos los métodos descritos, el flujo lento puede aparecer brillante o simular patologías intravasculares, como trombos o masas. Es siempre aconsejable comparar con imágenes en sangre blanca con o sin contraste exógeno para excluir patología en los casos difíciles.

## TÉCNICAS EN SANGRE BLANCA SIN ADMINISTRACIÓN DE CONTRASTE EXÓGENO

En este tipo de imágenes el flujo sanguíneo aparece más brillante que los tejidos estáticos. Existen dos técnicas: *Time Of Flight* (TOF) o contraste de fase (PC, *Phase Contrast*), ambas utili-



**Figura 10.1.** Imagen con técnica de sangre negra obtenida con una secuencia TSE potenciada en T1. Se ha colocado una banda de saturación anterior para disminuir los artefactos de respiración. El flujo en la aorta es perpendicular al corte, por lo que ésta aparece más oscura que las cavidades cardíacas.

zan como fuente de contraste las diferencias de señal entre tejido en movimiento y tejido estático (realce de flujo o FRE) y secuencias eco de gradiente (EG).

## Realce de flujo

Ocurre cuando en un corte con todos sus tejidos saturados entra sangre nueva capaz de absorber la energía de un pulso de excitación. Este efecto es más marcado en secuencias EG ya que para reenfoque los protones utilizan un pulso de gradiente, que no es selectivo del corte, en lugar de un pulso de RF de  $180^\circ$ , casi siempre selectivo, por lo tanto la posición de los protones en el momento de reenfoque es irrelevante.

Por otra parte, los protones moviéndose a lo largo de un gradiente de campo magnético experimentan variaciones de su frecuencia de precesión. Cuando cesa el gradiente de campo, esas variaciones de frecuencia se traducen en diferencias de fase respecto a los protones que han permanecido estáticos durante el tiempo de aplicación del gradiente. El grado de desfase relativo de los protones móviles depende tanto de la intensidad del gradiente como del TE. Este desfase se puede aprovechar con gradientes bipolares para crear imágenes de contraste de fase o compensarlo para minimizar pérdidas de señal en imagen TOF con gradientes de compensación de flujo.

Los gradientes de compensación de flujo, también llamados «*gradient-moment nulling*», corrigen el desfase que se produce en protones que se mueven a velocidad constante a lo largo del gradiente, lo que se conoce por «corrección de primer orden». La compensación de flujo tiene dos inconvenientes: no corrige desfases de órdenes superiores, como aceleraciones o flujos turbulentos, y aumenta el TE, por lo tanto también el TR y el tiempo de adquisición.

## Time Of Flight

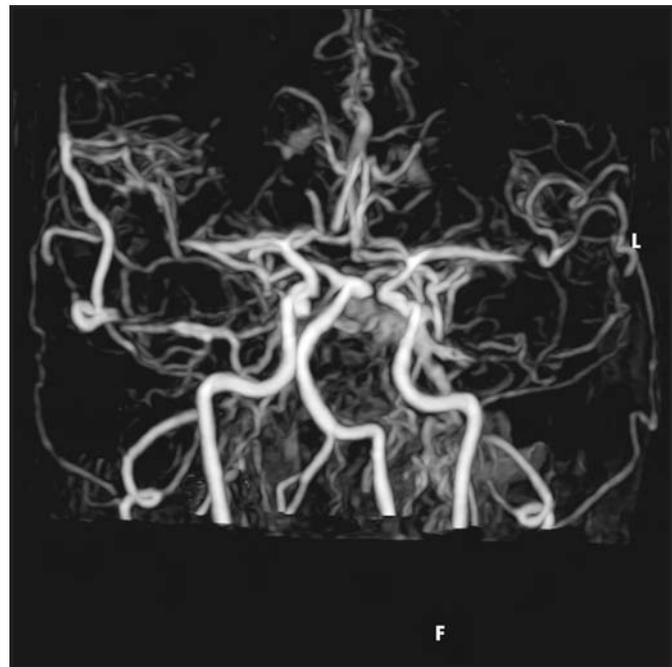
La técnica más versátil y ampliamente utilizada en rutina clínica es la técnica TOF, puesto que no necesita gradientes especialmente fuertes ni de conmutación rápida y está disponible en la mayoría de los equipos de RM. La técnica TOF emplea pulsos repetitivos que saturan la magnetización del tejido estático del corte: en el momento del envío del pulso de excitación para la imagen, sólo la sangre en movimiento tiene su magnetización longitudinal no saturada y es capaz de producir señal. La imagen TOF distingue entre flujo venoso y arterial, colocando una banda de saturación que «bloquea» el flujo entrante no deseado. La intensidad de señal del flujo sanguíneo depende de su velocidad, de la longitud y posición del vaso respecto al corte y del TE y el TR. Las mayores limitaciones de la técnica son el flujo complejo o turbulento (provoca desfases intravóxel) y los vasos muy próximos a tejidos con tiempos de relajación T1 cortos, como la grasa o la hemorragia subaguda. Desgraciadamente, casi siempre hay flujo turbulento en bifurcaciones, estenosis y aneurismas. Es conocida la tendencia de la técnica TOF a sobreestimar la longitud y el grado de las estenosis.

En la técnica TOF-2D se adquieren los cortes uno a uno, de manera secuencial, con grosores entre 1 y 3 mm, que pueden ser adyacentes o estar superpuestos, y con bandas de saturación que siguen al corte. Se aplica en grandes zonas, generalmente cuello y extremidades inferiores, con flujos perpendiculares a los cortes. Para maximizar el efecto del flujo entrante en la imagen arterial, se sincroniza la secuencia con el electrocardiograma (ECG), adqui-

riendo datos sólo durante la sístole en el vaso. En el caso del flujo lento, venoso o arterial en localizaciones distales de una estenosis de alto grado, se alarga el TR, se reduce el ángulo de excitación, se programan cortes más finos y no es necesaria la sincronización cardíaca. Con estos parámetros se alarga el tiempo de adquisición y se suprime menos el tejido estático.

La técnica TOF-3D está indicada en casos de flujo tortuoso, típicamente carótidas y vasos intracraneales (Fig. 10.2). Las particiones tienen grosores entre 0,6 y 2 mm. En una adquisición 3D, los pulsos excitan todo el volumen de adquisición, con lo que el flujo recibe tantos pulsos como particiones se hayan programado y se satura. La intensidad de señal disminuye en las particiones más distales. Se puede mejorar la saturación de flujo utilizando la técnica *multiple overlapping thin slab acquisition* (MOTSA) o *multi-chunk*, que consiste en partir el volumen total en varios subvolúmenes (cada uno con un submúltiplo del número total de particiones), de manera que el flujo que recorre cada subvolumen recibe menos pulsos de RF. Al ensamblar todos los subvolúmenes para presentar la imagen final, se puede presentar un artefacto en «persiana veneciana», que se corrige después de reconstruir la imagen. La supresión del tejido estático mejora si se utilizan prepulsos de transferencia de magnetización. Es importante seleccionar un TR adecuado (30-50 ms) y la orientación de los cortes lo más perpendicular posible a la dirección del flujo. El desfase intravóxel se corrige haciendo los vóxeles lo más pequeños posible y empleando un TE lo más corto permisible.

Una solución muy elegante es el uso de TONE (*Tilted Optimized Nosaturating Excitation*), que hace que el ángulo de inclinación varíe a lo largo de la adquisición, tomando valores más pequeños al principio de ésta y aumentando su valor con el tiempo. De esta manera se deposita menos energía y el flujo se satura menos. Finalmente, se puede utilizar gadolinio (Gd) en baja dosis (unos 5 ml) para evitar la saturación. Una dosis normal de Gd (0,1 mmol/kg) oscurecería las arterias por realce tanto del sistema venoso como del tejido adyacente<sup>10</sup>.



**Figura 10.2.** Aneurisma cerebral adquirido con TOF-3D. Se adquirieron 120 particiones con antena multicanal e imagen en paralelo; el tiempo de exploración fue de 4 minutos.

Todas las variedades de TOF utilizan secuencias de eco de gradiente y gradientes de compensación de flujo. Además de las tradicionales secuencias EG, con o sin destrucción de la magnetización residual (FLASH, SPGR y FFE), en los últimos 3-5 años ha cobrado mucha importancia la versión «equilibrada» del eco de gradiente (TrueFISP, Balanced FFE y FIESTA) o secuencias *balanced*. En este último tipo de secuencias el gradiente introducido en cada TR es exactamente cero, es decir, cada pulso de gradiente aplicado durante un TR se compensa con otro igual pero de signo contrario. Dado que la magnetización está en estado estacionario y es totalmente coherente (no presenta desfase espacial), la secuencia *balanced* ofrece la relación señal/ruido por unidad de tiempo más alta de todas las secuencias. Sin embargo, el contraste no es óptimo en general para el diagnóstico clínico puesto que viene dado por el cociente  $T1/T2$ <sup>11</sup>. Los líquidos y la grasa brillan mucho y con una intensidad parecida puesto que ambos tienen valores muy diferentes de T1 y T2 pero cocientes parecidos, lo que hace que la secuencia resulte apropiada para exploraciones cardiovasculares, donde ofrece un buen contraste entre la sangre y los tejidos no grasos adyacentes. Los tiempos de adquisición rondan los 5 minutos en 3D y hasta 20 para miembros inferiores en 2D; la introducción de las técnicas de adquisición en paralelo, totalmente compatibles con lo aquí descrito, disminuye entre dos y tres veces estos tiempos.

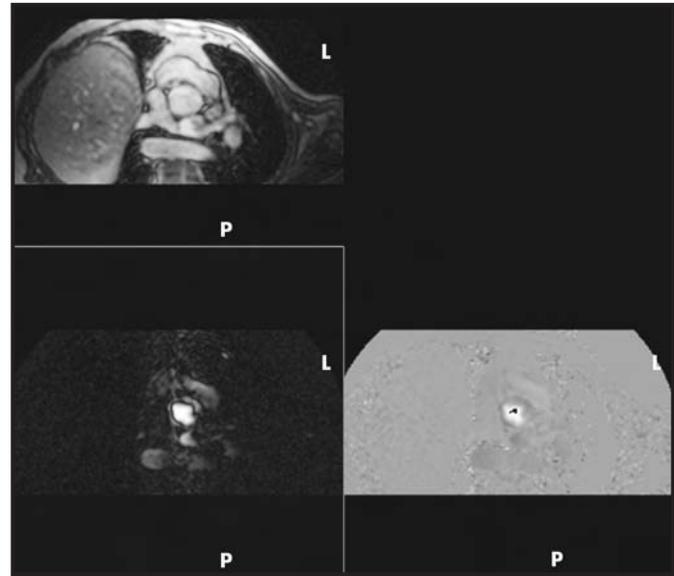
### Contraste de fase

La imagen de contraste de fase (PC) ha tenido más aplicación para la cuantificación de flujo que para la imagen angiográfica cualitativa, ya que presenta vacíos de señal en flujos turbulentos, necesita sincronización cardíaca y la intensidad de señal depende de la velocidad de flujo introducida *a priori* en la secuencia, que puede no aproximarse a la real.

La característica de esta técnica es el uso de un gradiente de campo que codifica la velocidad de flujo: consiste en un gradiente bipolar cuyos dos lóbulos tienen igual duración e intensidad y signos contrarios. Los protones estacionarios no acumulan desfase puesto que primero se desfasan un cierto ángulo en un sentido y después el mismo ángulo en sentido contrario. Sin embargo los protones móviles no «ven» la misma intensidad de gradiente en un lóbulo que en el otro, puesto que cambian de posición. El desfase que acumulan es directamente proporcional a la velocidad a la que se mueven a lo largo del gradiente. Ésta es la codificación de fase dependiente de la velocidad. En 2D-PC se aplica un gradiente bipolar a lo largo de la dirección de corte, con lo que se codifican velocidades de flujo perpendiculares al mismo. En 3D-PC se aplican gradientes bipolares en las tres direcciones del espacio, con el consiguiente incremento de tiempo de adquisición.

Para formar la imagen PC son necesarias dos adquisiciones: una sensible al flujo y otra con compensación de flujo. Ambas se sustraen automáticamente para eliminar desfases introducidos por causas externas a la técnica. La información se presenta en dos tipos de imágenes: la imagen de magnitud (sangre blanca, aspecto similar al TOF) y la imagen de fase (el nivel de gris depende de la velocidad y del sentido del flujo). En las imágenes de fase los píxeles más brillantes se corresponden con las velocidades más altas; el flujo en dirección contraria al gradiente de codificación no da señal y aparece oscuro (Fig. 10.3).

Un parámetro único para PC es el VENC (*velocity encoding*), que determina qué rango de velocidades se puede adquirir sin *aliasing*.  $VENC = 100$  cm/s permite visualizar velocidades de  $\pm 100$  cm/s, ajustando la intensidad de los gradientes de manera que asig-



**Figura 10.3.** Cuantificación de flujo. En la parte superior se muestra la imagen anatómica adquirida con compensación de flujo y en la inferior se ven las imágenes con contraste de fase en magnitud (izquierda) y en fase (derecha). En la imagen de fase se observa un punto negro rodeado de píxeles blancos; los píxeles negros indican flujo en sentido contrario a los blancos.

na un desfase de  $\pi$  radianes a la velocidad seleccionada (100 cm/s), 0 radianes a  $v = 0$  m/s (tejido estático) y  $2\pi$  radianes a  $v = 200$  cm/s. Si la velocidad real de flujo fuera de 250 cm/s, aparecería con el desfase correspondiente a una  $v = 50$  cm/s, dando así *aliasing* de velocidades. Una limitación de la imagen PC es la necesidad de saber *a priori* qué velocidad de flujo se espera en el vaso de interés.

Cine es la técnica que adquiere imágenes en una cierta localización y múltiples puntos en el tiempo a lo largo de un ciclo cardíaco; necesita sincronización con el ECG. Combinando 2D-PC y Cine se obtienen imágenes que permiten cuantificar la velocidad de flujo<sup>12</sup>. Para ello se programa un corte perpendicular al flujo que se quiere medir y se selecciona un VENC que incluya con seguridad la mayor velocidad esperada para evitar el *aliasing*. Sobre las imágenes de fase obtenidas, se dibuja una región de interés (ROI) que coincida con la sección del vaso y se obtiene una curva de velocidad de flujo frente a tiempo a lo largo de un ciclo cardíaco. La curva será más precisa cuantas más imágenes se hayan podido adquirir en un ciclo. El resultado es la media de velocidades de todos los vóxeles contenidos en el área de interés seleccionada; es importante no incluir la pared del vaso.

Aunque relegada a un segundo plano por los largos tiempos de adquisición, la angiografía PC está volviendo a cobrar importancia desde la aparición de la imagen en paralelo. Aun así, la aplicación más utilizada es la cuantificación de flujo.

## ANGIOGRAFÍA CON ADMINISTRACIÓN DE AGENTES DE CONTRASTE EXÓGENOS (CE-MRA)

**E**sta técnica fue descrita por primera vez en 1993<sup>13</sup> y es sin duda la que se ha impuesto en los últimos cinco años. Al contrario

que las anteriores, no utiliza el realce de flujo; su principio es similar al de la angiografía convencional.

La angiografía con contrastes exógenos se basa en la administración intravenosa de un agente de contraste extracelular derivado del Gd antes o durante la adquisición de imágenes muy potenciadas en T1. El Gd reduce mucho el tiempo de relajación T1 de la sangre, con lo que la señal intraarterial se realza y existe gran contraste con los tejidos circundantes. Todos los problemas de flujo turbulento o tortuoso, sincronización con ECG, saturación de la sangre, etc. expuestos anteriormente no tienen cabida en esta técnica. Además no hay limitación en cuanto a la orientación de los cortes, lo que permite la adquisición de grandes FOV (Fig. 10.4). Las imágenes proporcionan información sobre el primer paso del Gd por el árbol vascular; si se pierde esta sincronía, se realzan tanto venas como el tejido circundante y se pierde el contraste entre la sangre arterial y el resto de tejidos.

Casi sin excepción la adquisición es en 3D utilizando secuencias EG con gradientes de destrucción de la magnetización remanente (FLASH, SPGR y TI-FFE) o equilibradas (TrueFISP, Balanced FFE y FIESTA) muy potenciadas en T1, que proporcionan una intensidad de señal proporcional a la concentración de Gd en la sangre. Los equipos actuales permiten TE y TR muy cortos, secuencias de 15-20 s que se adquieren en apnea en la anatomía toracoabdominal y con respiración normal en el resto de localizaciones. Se requiere una concentración de Gd que disminuya el tiempo de relajación T1 de la sangre (aproximadamente 1.200 ms) por debajo del de la grasa (aproximadamente 270 ms). Para ello se emplean dosis entre 0,1 y 0,4 mM/kg a velocidades de inyección de 1 a 4 ml/s, dependiendo de la región anatómica<sup>14</sup>. El bolo de Gd debe ser compacto e irá seguido de otro de suero fisiológico de al menos el mismo tamaño (Fig. 10.5).

Se sincroniza la adquisición de manera que las líneas centrales del espacio K se adquieran mientras la concentración de Gd es más estable, pero nunca en los extremos de la embolada, donde la concentración experimenta un rápido aumento y una rápida disminución, respectivamente. Perder este sincronismo implica la aparición de un artefacto en anillo o *ringing*.

Hay varias maneras de sincronizar la secuencia con el paso del Gd: cálculo teórico del tiempo de llegada del bolo al vaso de interés (poco aconsejable), prueba con una embolada pequeña (5 ml) y «fluoroscopia RM»<sup>15</sup>. Es necesario ajustar la velocidad de inyección para asegurar que el tiempo empleado en inyectar el Gd no exceda el tiempo de adquisición.

La manera más segura de asegurar la mejor calidad de imagen es utilizar la «fluoroscopia RM» y disparar la secuencia de adquisición manualmente en el momento que se considere preciso. Si no se dispone de esta opción en el equipo, se inyecta un bolo de prueba al mismo tiempo que se dispara una secuencia dinámica de un solo corte. El corte se sitúa en la entrada de la región de interés y la secuencia se programa para adquirir 50-60 imágenes a una velocidad de una imagen/s. Por inspección visual de las imágenes, se calcula el tiempo de llegada del Gd o  $t_{\text{circulación}}$ . El momento de disparo de la secuencia se puede calcular mediante una sencilla fórmula:

$$t_{\text{disparo}} = t_{\text{circulación}} + \frac{1}{2} t_{\text{infusión}} - \frac{1}{2} \text{duración secuencia},$$


**Figura 10.4.** RM con contraste en tres etapas. El equipo debe permitir que se mueva la mesa de manera automática en cada etapa. Se adquiere en primer lugar el tórax, en apnea y con velocidad de inyección rápida (3 ml/s); a continuación se disminuye la velocidad de inyección y se adquieren las etapas caudales con respiración libre.



**Figura 10.5.** Venas pulmonares adquiridas con contraste utilizando un bolo muy compacto: 20 cc de Gd inyectado a 4 ml/s seguido de 30 cc de suero fisiológico.

donde  $t_{\text{disparo}}$  es el tiempo que transcurre entre el comienzo de la inyección y el disparo de la secuencia y  $t_{\text{infusión}}$  la duración de la inyección de Gd. Esta fórmula es válida si el espacio K empieza a rellenarse por un extremo, de manera que el centro del bolo coincide con el centro del espacio K. Si el relleno empieza por el centro no hay que restar la mitad de la duración de la secuencia. Este tiempo puede variar en función del lecho vascular de interés<sup>16</sup>.

Recientemente ha aparecido una nueva manera de rellenar el espacio K: CENTRA (*Contrast-Enhanced Timing-Robust Angiography*)<sup>17</sup>, que ofrece mejor supresión venosa que los rellenos tradicionales. Las adquisiciones con CENTRA son 3D, las direcciones de codificación de fase son  $k_y$  y  $k_z$ . El espacio K se divide en dos regiones elipsoidales concéntricas: un elipsoide central y otro periférico. El elipsoide central se rellena de forma aleatoria durante la fase arterial, su tamaño se determina en relación con la ventana arterial, en general 4-6 s, y el primer punto adquirido no coincide con el centro geométrico del espacio K. Una vez completado, se rellena el elipsoide periférico de manera tradicional, es decir, de dentro a fuera. La adquisición con CENTRA ha mejorado notablemente la calidad de la imagen en las regiones anatómicas donde el tiempo de circulación es muy corto, sobre todo en las carótidas.

## CONCLUSIONES

La ARM se ha impuesto como técnica diagnóstica en la mayoría de las patologías. La RM es la única modalidad de imagen capaz de ofrecer diferentes modos de observar el fenómeno del flujo explotando propiedades tanto dinámicas como magnéticas de la sangre y administrando en algunos casos contraste intravenoso.

La RM con contraste es la manera más trivial de observar el flujo; no se basa en ninguna propiedad explícita de la sangre sino en la potencia de los gradientes del equipo y en la sincronía de la inyección del contraste intravenoso con la secuencia.

La técnica TOF distingue absolutamente entre flujo arterial y venoso y puede utilizarse para comprobar qué sentido tiene el flujo en un vaso, como en el caso de las patologías hepáticas.

La técnica de contraste de fase o PC es la única técnica que permite, de momento, cuantificar flujos tanto en magnitud como en sentido.

Las técnicas de sangre negra permiten evaluar la luz, las paredes del vaso, las placas de aterosclerosis y, en general, cualquier alteración «mecánica» del vaso.

La ARM se ha beneficiado mucho de la adquisición de imagen en paralelo en sus diferentes modalidades, puesto que su mayor

defecto es el largo tiempo de exploración que precisa, en comparación con la tomografía computarizada.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Tatli S, y cols. From the RSNA refresher courses: MR imaging of aortic and peripheral vascular disease. *Radiographics*. 2003; 23 septiembre: S59-S78.
2. Saeed M, Wendland MF, Higgins CB. Blood pool MR contrast agents for cardiovascular imaging. *J Magn Reson Imaging*. 2000; 12: 890-898.
3. Corot C, y cols. Comparison of different types of blood pool agents (P792, MS325, USPIO) in a rabbit MR angiography-like protocol. *Invest Radiol*. 2003; 38: 311-319.
4. Lu ZR, y cols. Extracellular biodegradable macromolecular gadolinium (III) complexes for MRI. *Magn Reson Med*. 2004; 51: 27-34.
5. Sirlin CB, y cols. Gadolinium-DTPA-dextran: a macromolecular MR blood pool contrast agent. *Acad Radiol*. 2004; 11: 1361-1369.
6. Jara H, Barish MA. Black-blood MR angiography. Techniques, and clinical applications. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 1999; 7: 303-317.
7. Yuan C, y cols. Carotid atherosclerotic plaque: noninvasive MR characterization and identification of vulnerable lesions. *Radiology*. 2001; 221: 285-299.
8. Wasserman BA, y cols. Low-grade carotid stenosis: looking beyond the lumen with MRI. *Stroke*. 2005; 36: 2504-2513.
9. Kholmovski EG, Parker DL. Application of phase consistency to improve time efficiency and image quality in dual echo black-blood carotid angiography. *Magn Reson Imaging*. 2005; 23: 711-722.
10. Ozsarlak O, y cols. MR angiography of the intracranial vessels: technical aspects and clinical applications. *Neuroradiology*. 2004; 46: 955-972.
11. Scheffler K, Lehnardt S. Principles and applications of balanced SSFP techniques. *Eur Radiol*. 2003; 13: 2409-2418.
12. Clarke GD, y cols. Velocity-encoded, phase-difference cine MRI measurements of coronary artery flow: dependence of flow accuracy on the number of cine frames. *J Magn Reson Imaging*. 1996; 6: 733-742.
13. Prince MR, y cols. Dynamic gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal MR arteriography. *J Magn Reson Imaging*. 1993; 3: 877-881.
14. Goyen M, Debatin JF. Gadopentetate dimeglumine-enhanced three-dimensional MR-angiography: dosing, safety, and efficacy. *J Magn Reson Imaging*. 2004; 19: 261-273.
15. Wilman AH, y cols. Arterial phase carotid and vertebral artery imaging in 3D contrast-enhanced MR angiography by combining fluoroscopic triggering with an elliptical centric acquisition order. *Magn Reson Med*. 1998; 40: 24-35.
16. Cronberg CN, y cols. Peripheral arterial disease. Contrast-enhanced 3D MR angiography of the lower leg and foot compared with conventional angiography. *Acta Radiol*. 2003; 44: 59-66.
17. Willinek WA, y cols. Randomly segmented central k-space ordering in high-spatial-resolution contrast-enhanced MR angiography of the supra-aortic arteries: initial experience. *Radiology*. 2002; 225: 583-588.

# 11

## Adquisición de imágenes de resonancia magnética en paralelo

Javier Lafuente Martínez y Javier Sánchez González

La utilización de la resonancia magnética (RM) para el diagnóstico en Medicina es relativamente reciente; la primera imagen la obtuvo a principios de la década de los 70 el grupo del físico Raimon Damadian. Las ventajas de esta técnica son múltiples: de la posibilidad de obtener una infinidad de distintos contrastes entre los tejidos a la posibilidad de adquirir planos en cualquier dirección del espacio, todo ello utilizando radiación no ionizante. Por otro lado, una de las desventajas más claras de esta técnica se refiere a los largos tiempos de adquisición; los estudios de RM se limitaron en sus comienzos a la evaluación de estructuras con reducida movilidad, como el cráneo, la columna y el sistema musculoesquelético en general. Reducir estos largos tiempos de adquisición ha sido uno de los caballos de batalla por los que más han evolucionado las técnicas de imagen por RM desarrollando equipos y técnicas de adquisición cada vez más rápidos, como se ha visto en el capítulo 6.

Hasta finales de la década de los 90, la única forma de aumentar la velocidad en la adquisición de imágenes de RM se basaba en la evolución de los gradientes de campo, cada vez más potentes y con mayor velocidad de conmutación, lo que permite adquirir cada línea del espacio K en un tiempo menor. En la actualidad esta evolución de los gradientes de campo está llegando a límites físicos y biológicos debido a que la conexión y desconexión tan rápida de los mismos produce electroestimulación muscular. A finales de la década de los 90 aparecieron las técnicas de adquisición en paralelo (TAP), que han permitido reducir drásticamente los tiempos de adquisición de las imágenes por RM, independientemente de la evolución de la tecnología de los gradientes de campo. Las TAP aprovechan la distribución espacial, característica de las bobinas de múltiples elementos (*phased array*), para reducir los tiempos de adquisición de las imágenes de RM. Estas bobinas, desarrolladas a finales de la década de los 80, tienen la finalidad de aumentar la relación señal ruido (S/R), comparadas con las bobinas convencionales de volumen o de superficie, al obtener una información uniforme a lo largo de un mayor *Field Of View* (FOV). La forma de actuar de las TAP es adquirir de manera independiente y simultánea la información de cada uno de los elementos de la bobina, permitiendo así combinar la información de cada elemento de la bobina con su localización espacial. Este hecho, unido a la ponderación sobre la señal producida por los diagramas de radiación de las bobinas, proporciona una información espacial «extra» que es aprovechada por las TAP para recuperar codificaciones de fase no adqui-

ridas y así reducir el tiempo de adquisición. Esta reducción del número de codificaciones de fase es independiente de los pulsos de radiofrecuencia (RF) y de los gradientes de campo normalmente empleados en la adquisición de imágenes de RM. Por lo tanto, estas técnicas se pueden combinar con cualquiera de las técnicas de aceleración comentadas en capítulos anteriores.

La forma de combinar esta información espacial extra en la reconstrucción de las imágenes establece la clasificación de las TAP en función de los dos dominios en los que se realiza el procesado de los datos de RM (Tabla 11.1). La primera familia se basa en la reconstrucción de la imagen después de realizar la transformada de Fourier de imágenes con artefacto de *aliasing* y cuyo representante principal es la técnica SENSE (Pruessmann, Weiger, y cols. 1999), acrónimo de *SENSitivity Encoding*. La segunda familia se basa en la estimación de los ecos no adquiridos en el propio espacio K antes de la reconstrucción de la imagen, como hace SMASH (Sodickson and Manning, 1997), siglas de *SiMultaneous Acquisition with Spatial Harmonics*.

### TÉCNICAS BASADAS EN LA IMAGEN

En la técnica de adquisición en paralelo denominada SENSE, la reconstrucción de la imagen final se efectúa a partir de imágenes obtenidas previamente con un FOV reducido (menor número de codificaciones de fase). Esta reducción del FOV produce un artefacto de solapamiento (*aliasing* o *foldover*) que es corregido con ayuda de la información espacial extra que proporciona la utilización de distintos elementos de la bobina.

Esta técnica tiene varios tiempos de ejecución. En un primer paso se obtienen los perfiles de sensibilidad de las bobinas utilizando el denominado «escán de referencia» o *reference scan*. Este escán de referencia implica adquirir una imagen de baja resolución, sin artefactos de solapamiento, de forma simultánea con la antena de cuerpo, y con los distintos elementos de la bobina *phased array*. La imagen con la antena de cuerpo representa la señal de cada tejido sin estar afectada por artefactos de homogeneidad del pulso de RF y sirve como referencia para estimar los diagramas de radiación de las bobinas. Por otro lado, las imágenes adquiridas por cada uno de los elementos de la bobina *phased array* obtiene una imagen

**TABLA 11-1**  
**Familias de técnicas de adquisición en paralelo**

TAP basadas en la imagen	TAP basadas en el espacio K
SENSE ( <i>SENSitivity Encoding</i> ) mSENSE ( <i>modified SENSitivity Encoding</i> ) PILS ( <i>Partially Parallel Imaging with Localized Sensitivities</i> )	SMASH ( <i>SiMultaneous Acquisition with Spatial Harmonics</i> ) AutoSMASH ( <i>Self-calibrating SMASH</i> ) VD AUTO SMASH ( <i>Variable Density Auto SMASH</i> ) GRAPPA ( <i>GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition</i> )

ponderada por su correspondiente diagrama de radiación. Para obtener los mapas de sensibilidad se dividen las imágenes de cada uno de los elementos entre la imagen obtenida con la antena de cuerpo, de forma que se elimine la información anatómica de las imágenes, respetando la información de los perfiles de sensibilidad que se utilizan en la reconstrucción. El segundo paso en la ejecución de las TAP es la obtención de datos de la misma zona anatómica con un FOV reducido produciendo los artefactos de solapamiento.

Una vez adquiridos los mapas de sensibilidad y las imágenes artefactadas por los distintos elementos de la bobina, se pasa al procedimiento de reconstrucción (Fig. 11.1 a). El artefacto de solapamiento produce que los píxeles de la zona de la nariz se superpongan con los píxeles de la zona de la oreja haciendo que cada píxel tenga contribución de dos estructuras distintas. La misma imagen se adquiere con cada uno de los elementos de la bobina produciendo una imagen solapada que está ponderada por el diagrama de radiación de cada elemento. Esta diferencia en la ponderación hace que el mismo píxel de la imagen solapada tenga un valor distinto en función del elemento por el que ha sido adquirido. Por otra parte, como los diagramas de radiación son medidos a través del escán de referencia, se conoce el efecto que éstos tienen en las imágenes solapadas y, resolviendo un simple sistema de ecuaciones, se puede saber el valor de cada píxel en la imagen sin artefactar (Fig. 11.1 b). Por tanto, en el ejemplo de la figura 11.1 se tiene un sistema de dos ecuaciones, establecidos, por los diagramas de radiación en cada una de las posiciones solapadas del FOV, con dos incógnitas, que son los valores de las imágenes artefactadas adquiridas por cada elemento de la bobina. Resolviendo este sistema de dos ecuaciones, se obtienen los valores reales de los píxeles A y B.

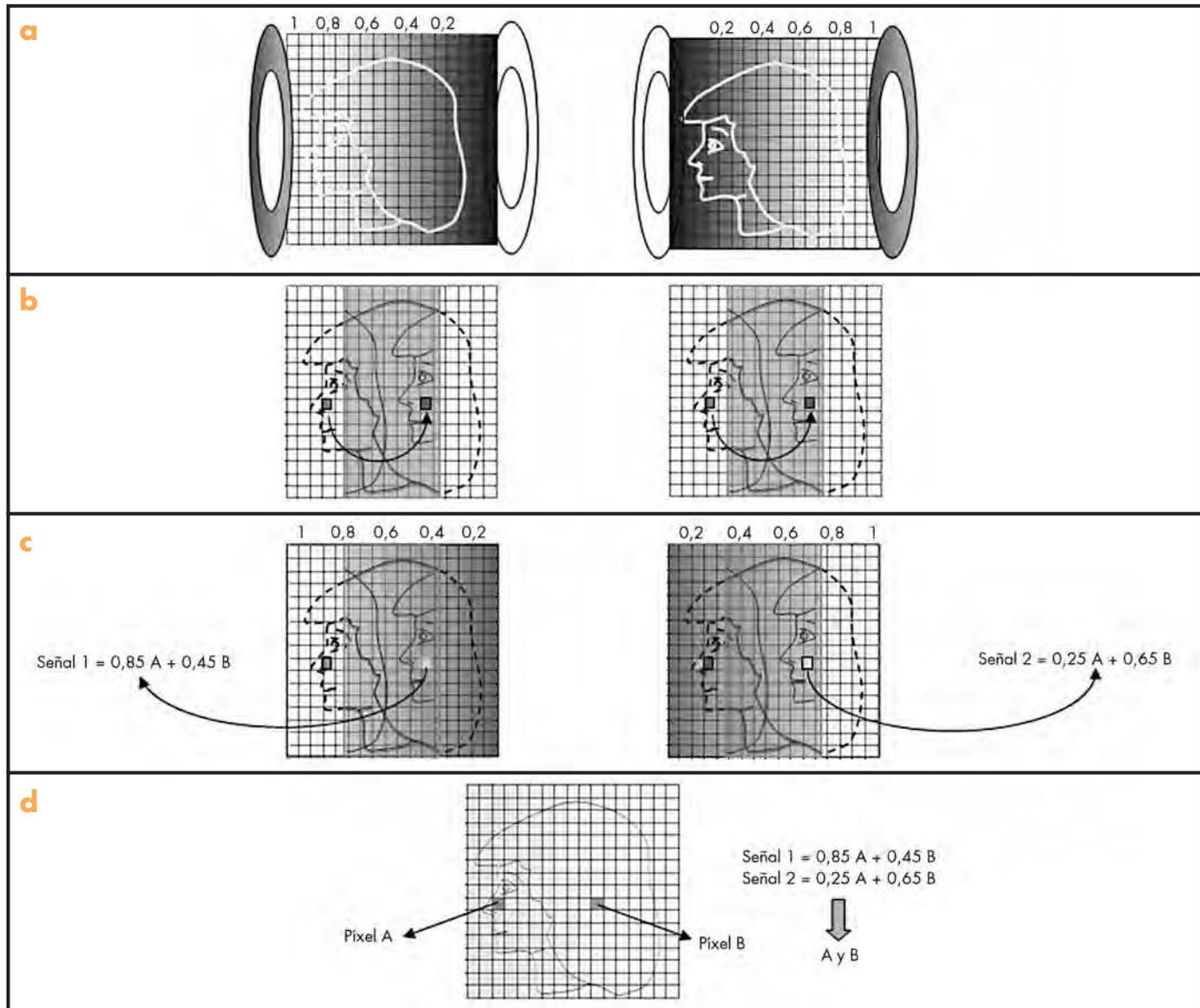
El factor máximo de aceleración, denominado «R», está limitado por el número de elementos que se utilizan en la antena. Esta relación entre el factor de aceleración y el número de antenas utilizadas lo establece el número de incógnitas que se pueden estimar con un determinado número de ecuaciones, es decir, solamente se puede tener tantas incógnitas (factor de reducción) como ecuaciones (número de elementos). Otra de las limitaciones es la aparición de un ruido excesivo en la imagen limitando los factores de aceleración altos a técnicas con una relación S/R inherentemente alta, como sucede en las técnicas 3D.

Otra de las técnicas que se podría englobar dentro de las basadas en imagen en paralelo es la técnica PILS (*Partially Parallel Imaging with Localized Sensitivities*) (Griswold, Jakob, y cols. 2000). La idea básica de esta técnica es que cada elemento de la antena solamente obtiene señal de una porción reducida del objeto. Este hecho se puede aprovechar para que cada elemento adquiera simultáneamente información de una región reducida del objeto de la cual recibe señal. Como consecuencia, el FOV total de la imagen queda dividido en el FOV reducido de cada uno de los elementos. Finalmente, para obtener la imagen total se unen las imágenes de cada uno de los elementos conforme a su posición en la antena *phased array*.

## TÉCNICAS BASADAS EN EL ESPACIO K

Como se ha comentado anteriormente, la idea básica de las TAP basadas en el espacio K consiste en variar los perfiles de sensibilidad de las bobinas para obtener una función deseada. Para entender el fundamento de esta técnica es imprescindible conocer el efecto que tienen los gradientes de campo sobre el momento magnético de los protones de la muestra a lo largo de una determinada dirección del espacio. La aplicación de un gradiente de campo produce un aumento del campo magnético en la dirección del gradiente, lo que provoca una variación de la frecuencia de precesión de los protones, haciendo que éstos tengan un desfase determinado en función de la posición. En la parte superior de la figura 11.2 a se muestra el efecto de aplicar dos gradientes de distinta intensidad ( $G_1$  y  $G_2$ , donde  $G_2$  es mayor que  $G_1$ ) y el ponderado sinusoidal que cada uno produce en la muestra. Se observa que a medida que aumenta la intensidad del gradiente, la frecuencia de la ponderación sinusoidal también se eleva. Si se divide el efecto de ponderación producido por la aplicación del gradiente de intensidad  $G_2$  por el producido por la aplicación del gradiente  $G_1$ , se obtiene una onda sinusoidal, como la mostrada en la parte inferior de la figura 11.2 a. Esta división da como resultado lo que se conoce como «armónico», del que se muestra su componente real (gris oscuro) e imaginaria (gris claro). Por lo tanto, si se consigue este armónico por otros medios, se puede simular el efecto de la aplicación del gradiente de intensidad  $G_2$  a partir de los datos adquiridos por el gradiente  $G_1$ . En resumen, si se conoce el resultado de la aplicación de un gradiente de intensidad  $G$ , se puede conseguir el efecto de la aplicación de un gradiente  $G + \Delta G$  ( $\Delta G = G_2 - G_1$ ), pudiendo así reducir el número de codificaciones de fase a la mitad y por lo tanto el tiempo de adquisición.

La técnica SMASH utiliza combinaciones de la intensidad de las bobinas *phased array* (Fig. 11.2 b) para obtener los armónicos. La técnica de adquisición SMASH adquiere los datos para una determinada frecuencia espacial  $k$  con todas las bobinas al mismo tiempo. Si todas las bobinas tienen la misma ganancia (el mismo perfil de sensibilidad), se obtiene un valor constante a lo largo del FOV sin introducir ninguna alteración, aunque cada bobina adquiera una señal independiente de las demás. Por otro lado, si se conocen la posición espacial de cada elemento de la bobina y la forma de sus correspondientes perfiles de sensibilidad, se puede aprovechar esta información para variar la intensidad de la señal adquirida por cada elemento, a lo largo del FOV, simulando el efecto de un armónico, como el mostrado en la figura 11.2. Este hecho permite estimar la codificación de fase  $k + \Delta k$  ( $\Delta k = 2\pi/\text{FOV}$ ) a partir de una codificación de fase con una frecuencia espacial  $k$ , reduciendo así el tiempo de adquisición, puesto que únicamente es necesario adquirir una parte de las codificaciones de fase de la imagen.



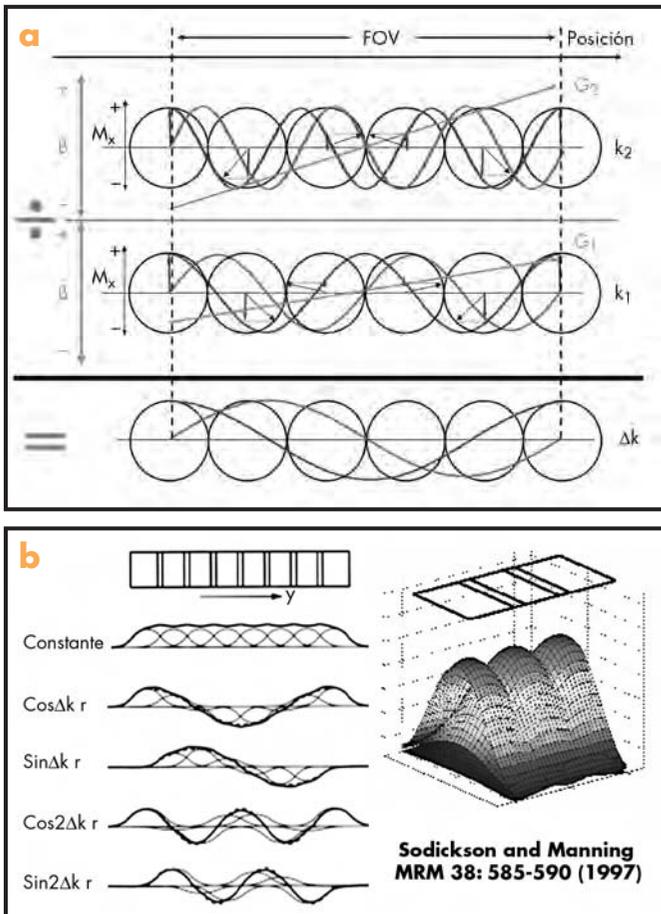
**Figura 11.1.** Esquema de la adquisición SENSE. a) Efecto de la ponderación producido por los diagramas de radiación de las bobinas. b) Efecto de solapamiento debido a la reducción de codificaciones de fase en la adquisición. c) Efecto combinado de los diagramas de radiación y el efecto de solapamiento y ecuaciones que se obtienen para cada uno de los puntos. d) Resolución del sistema de ecuaciones planteado en el apartado c) por el que se obtiene la imagen final.

Se pueden aplicar factores de aceleración mayores para reducir aún más el tiempo de adquisición obteniendo armónicos de orden superior ( $2 \Delta k$ ,  $3 \Delta k$ , etc.) mediante la combinación de la señal de las distintas bobinas, tal y como se realiza para el primer armónico. Este hecho fija una relación entre el grado de aceleración que se puede alcanzar y el número de elementos que cubren el FOV, como ocurría con las técnicas basadas en la imagen. El número de elementos condiciona el número de armónicos que se pueden simular y, por lo tanto, el factor de aceleración.

Para obtener la información necesaria para generar los armónicos se han ideado diferentes aproximaciones. En la técnica SMASH clásica se propuso obtener los diagramas de radiación de las bobinas de forma parecida al escán de referencia de las técnicas basadas en la imagen denominado *coil sensitivity weighted*. Esta información previa puede ser errónea en aquellas zonas con una S/R baja, como en los pulmones, en los que es difícil estimar los perfi-

les de sensibilidad. Para solucionar estos inconvenientes, en 1998 se propuso una técnica de autocalibración denominada «AUTO-SMASH» (Jakob, Griswold, y cols. 1998). AUTO-SMASH propone obtener la información previa desde los propios datos adquiridos en el espacio K de la imagen, sin necesidad de adquirir los *coil sensitivity weighted* que requería la técnica SMASH.

Como se ha explicado anteriormente, el objetivo final de las TAP basadas en el espacio K es obtener la codificación de fase con frecuencia espacial  $k + \Delta k$  o superiores a partir de la codificación  $k$  como combinación lineal de la señal adquirida con cada una de los elementos de la bobina. Para obtener los coeficientes necesarios para esta combinación lineal, AUTO-SMASH propone adquirir una codificación de fase «extra» llamada *auto-calibration signal* (ACS). Esta codificación «extra», con frecuencia espacial  $k + \Delta k$ , representa el objetivo que se quiere obtener después de la combinación lineal de las señales adquiridas por los distintos elementos



**Figura 11.2.** a) Efecto de la ponderación de la muestra por la aplicación de gradientes de intensidad diferente y el resultado de dividir ambas ponderaciones. Las flechas negras representan la posición del momento magnético en el plano  $M_{xy}$  y las flechas negras gruesas la componente  $M_x$ . La línea discontinua corresponde a la envolvente de las proyecciones  $M_x$  en todas las posiciones, mientras que la línea continua negra representa el efecto en  $M_y$ . b) Combinación de las bobinas para poder simular dos armónicos espaciales diferentes.

para una frecuencia espacial  $k$ . Por lo tanto, la técnica AUTO-SMASH estima los coeficientes por los que hay que multiplicar la señal de cada elemento para poder obtener una codificación de frecuencia espacial  $k + \Delta k$  a partir de los datos de frecuencia espacial  $k$  y la ACS.

Uno de los problemas de AUTO-SMASH es la vulnerabilidad frente a una mala S/R, puesto que los coeficientes que multiplican la señal de cada bobina se estiman a partir de una única medida. Para solucionar este problema se han propuesto las técnicas *Variable-Density-AUTO-SMASH* «VD AUTO-SMASH» (Heidemann, Griswold, y cols. 2001) y *GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions* «GRAPPA» (Griswold, Jakob, y cols. 2002). Estas técnicas utilizan varias ACS para obtener un valor promedio de los coeficientes que multiplican la señal de cada bobina y así reducir la contaminación del ruido. Además, el muestreo más denso en la parte central del espacio  $K$  (bajas frecuencias) reduce la aparición de los artefactos que pueden presentarse con la técnica AUTO-SMASH.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, y cols. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med.* 2002; 47: 1202-1210.
2. Griswold MA, Jakob PM, Nittka M, Goldfarb JW, Haase A. Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS). *Magn Reson Med.* 2000; 44: 602-609.
3. Heidemann R, Griswold M, Haase A, Jakob PM. Variable Density AUTO-SMASH Imaging. *Proc Int Soc Magn Reson Med.* 2001.
4. Jakob PM, Griswold MA, Edelman RR, Sodickson DK. AUTO-SMASH: a self-calibrating technique for SMASH imaging. *Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics.* *Magma.* 1998; 7: 42-54.
5. Kurihara Y, Yakushiji YK, Tani I, Nakajima Y, Van Caueren M. Coil sensitivity encoding in MR imaging: advantages and disadvantages in clinical practice. *AJR Am J Roentgenol.* 2002; 178: 1087-1091.
6. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med.* 1999; 42: 952-962.
7. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med.* 1997; 38: 591-603.

# 12

## Técnicas especiales: difusión, perfusión y espectroscopia

*Luis Martí-Bonmatí, David Moratal Pérez y Bernardo Celada Vázquez*

Existen técnicas en RM que proporcionan una información complementaria a las potenciaciones usuales. Entre ellas cabe destacar la contribución de la difusión, la perfusión y la espectroscopia al diagnóstico médico.

### DIFUSIÓN

La base física de las imágenes potenciadas en difusión radica en la sensibilidad natural de la secuencia de contraste de fase para captar y cuantificar el movimiento de las moléculas de agua. El movimiento descrito es aleatorio y se conoce con el nombre de «browniano». Las moléculas que experimentan este tipo de desplazamiento describen una ruta caótica por los choques continuos con las partículas de su entorno y su velocidad es proporcional a la temperatura del sistema.

Pese a que el desplazamiento inducido por una sola molécula no resulta apreciable, el choque de un gran número de ellas sí produce un desplazamiento significativo y cuantificable<sup>1</sup>. Aunque de naturaleza caótica, es posible calcular la distancia recorrida por la partícula en un tiempo dado mediante la relación  $R = \sqrt{6 D \tau}$ , donde  $D$  es el coeficiente de difusión de la molécula dependiente de la temperatura y  $\tau$  el intervalo de tiempo durante el cual la partícula se desplaza. En los tejidos biológicos, el coeficiente de difusión no es la única causa del movimiento molecular, ya que la microcirculación sanguínea en la red de perfusión capilar contribuye aumentando la difusión. Por ello se usa el término «coeficiente de difusión aparente» (CDA). La ecuación básica que permite relacionar la señal de la imagen potenciada en difusión ( $S$ ) con una imagen potenciada en T2 no sensibilizada a la difusión ( $S_0$ ) fue descrita por Stejskal y Tanner como  $S = S_0 e^{-b(CDA)}$ . Puede considerarse que las imágenes de difusión se corresponden con imágenes T2 atenuadas por una ley exponencial tomando como variables de entrada el factor de potenciación en difusión  $b$  escogido y el CDA del tejido.

La selección del factor  $b$  adecuado tiene por ello una influencia decisiva en las imágenes resultantes, ya que constituye un descriptor de la potenciación. El factor  $b$  se relaciona según la ecuación propuesta por Le Bihan<sup>1</sup>  $b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$ , donde  $\gamma$  es la constante giromagnética del protón,  $G$  la intensidad del gradiente,  $\delta$  su duración y  $\Delta$  el tiempo entre los pulsos de gradiente. El factor  $b$

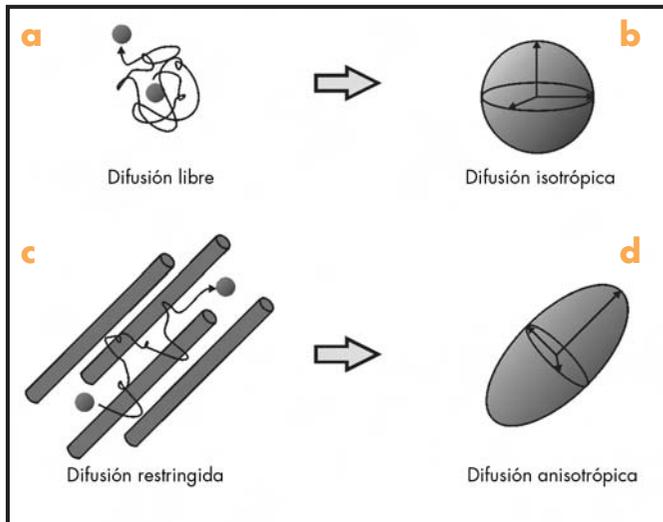
determina inversamente cuánta contribución T2 tiene la imagen obtenida. Es necesario disponer de una imagen basal ( $S_0$ ,  $b = 0$  s/mm<sup>2</sup>) ya que la intensidad del vóxel depende del movimiento molecular del agua y del contraste T2 del propio tejido.

El efecto de brillo por T2 indica la contribución del tiempo T2 al brillo de la imagen de difusión<sup>2</sup> y produce en las imágenes isotrópicas señales hiperintensas provocadas no por un bloqueo de la difusión, sino por una excesiva contribución del T2 local. Este efecto es menor cuanto más alto resulta el valor  $b$  ( $> 1.000$ - $1.500$  s/mm<sup>2</sup>). El aumento del factor  $b$  produce sin embargo una disminución de la relación S/R que obliga a aumentar el número de adquisiciones para reducir el ruido aleatorio. Es general el empleo de secuencias de difusión EPI de disparo único, ES con TE largo y supresión grasa y con al menos dos factores  $b$ , siendo el máximo sobre  $1.500$  s/mm<sup>2</sup>. Esta secuencia EPI presenta desgraciadamente una alta sensibilidad a las distorsiones geométricas por heterogeneidades de campo  $B_0$ .

Para cada corte de una secuencia potenciada en difusión se dispone de una imagen potenciada en T2 ( $b = 0$  s/mm<sup>2</sup>) y de una serie de imágenes potenciadas en cada una de las direcciones de difusión empleadas. Aunque el número mínimo de direcciones para calcular las imágenes isotrópicas es tres, un número mayor o igual a seis garantiza la lectura de valores de difusión no sólo en la dirección de los ejes principales del sistema de coordenadas ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ), sino también en posiciones intermedias de codificación no colineales y no coplanares que permitirán el postproceso para tractografía.

Cuando se cuantifica la difusión en un sistema estructurado, como el cerebro, el desplazamiento de las moléculas queda limitado por barreras físicas que provocan que su difusión sea dependiente de la dirección, que introduce la anisotropía. En un sistema sin barreras una partícula experimenta un movimiento browniano moviéndose libremente en cualquier dirección con una difusión isotrópica (Fig. 12.1 a, b). Si existen barreras físicas, como una red trabecular o fibras axonales, la partícula pierde libertad de movimiento, restringiéndose la difusión, que pasa a ser anisotrópica (Fig. 12.1 c, d).

El conjunto de imágenes permite identificar la presencia de una dirección predominante de difusión (anisotropía). El procesamiento de los valores de difusión se realiza creando una estructura llamada «tensor», definido como un conjunto de magnitudes coexistentes (por ejemplo, los valores de difusión para un mismo vóxel) y que además son dependientes de su dirección y de las coordena-



**Figura 12.1.** Las moléculas de agua de los tejidos experimentan un movimiento aleatorio a escala microscópica cuya velocidad cambia tanto en magnitud como en dirección cada vez que chocan. Este movimiento incoherente se denomina «browniano». a) En difusión libre el camino recorrido por una molécula puede ser largo, pero su desplazamiento neto al cabo de un tiempo es mucho menor. b) En situación de difusión libre isotrópica los ejes de dispersión forman una esfera. c) Si existen barreras poco permeables, el camino recorrido estará restringido por la geometría tisular. d) En estos casos se habla de difusión anisotrópica y su representación de dispersión forma un elipsoide con un eje dominante.

nadas. Una de las propiedades esenciales del tensor es que puede representarse mediante una matriz tridimensional, permitiendo así la aplicación de reglas de cálculo matricial. En un plano el tensor es de orden 2 y su representación matricial se caracteriza por ser simétrica, cuadrada de nueve elementos ( $3 \times 3$ ) y siempre diagonalizable. La matriz del tensor está formada por los valores del CDA obtenidos para cada una de las direcciones de codificación.

Es necesario obtener las direcciones principales de difusión en cada vóxel mediante su diagonalización. Para descomponer una matriz de datos cuadrada y simétrica en un sistema de matrices equivalente se suele emplear el formado por tres vectores unitarios (de longitud igual a 1) y ortogonales (perpendiculares entre sí) que definen las direcciones principales de difusión ( $\mathbf{v}_1$ ) y una matriz diagonal con las longitudes correspondientes a cada vector ( $\lambda_i$ ). El resultado de la diagonalización se corresponde con los llamados «valores propios» y «vectores propios» de la matriz. Con la diagonalización, el máximo de los valores y su vector correspondiente indican la dirección principal de difusión dentro de un vóxel. Las direcciones secundarias de difusión indican si un vóxel tiene una dirección predominante (anisotropía) o si su difusión es equivalente en todas las direcciones (isotropía).

La visualización geométrica de las direcciones principales de difusión mediante elipsoides donde los vectores y valores propios definen su orientación y longitud, respectivamente (Fig. 12.1 b y 12.1 d), se corresponde en la isotropía con una esfera y en la anisotropía máxima con un cilindro. De la diagonalización del tensor es posible calcular un conjunto de variables codificables como «mapas paramétricos de difusión» (Fig. 12.2). Pese a que el propio CDA es una imagen paramétrica (Fig. 12.2 b), el resto se calcula de la combinación de los valores propios del tensor. Entre los mapas que pueden obtenerse están los traza del tensor (suma de sus vecto-

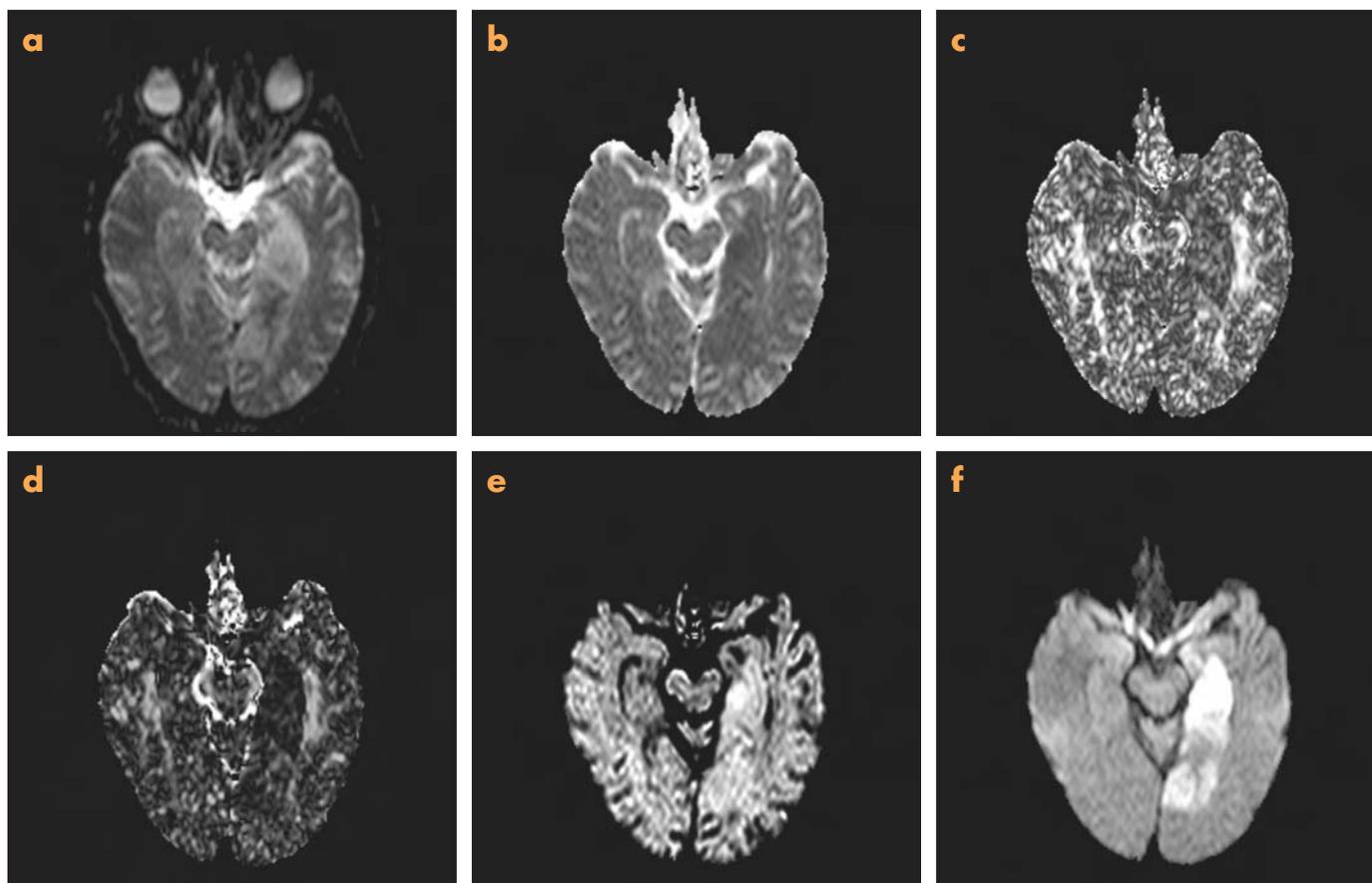
res propios), la difusividad media (media de los vectores propios), la imagen isotrópica (raíz cúbica del múltiplo de los valores de difusión para cada dirección) (Fig. 12.2 f), la anisotropía lineal, planar o esférica (evalúa la dominancia de una, dos o tres direcciones principales frente al resto de las direcciones de difusión) y el índice de anisotropía (constituye la unión de los indicadores de anisotropía lineal y planar y se considera la desviación del caso esférico de isotropía). Para minimizar los errores causados por el efecto de brillo por T2 se puede calcular, además del mapa CDA, las imágenes exponenciales (imagen isotrópica dividida por la imagen de referencia T2), donde se elimina en la imagen de difusión la contribución T2 (Fig. 12.2 e).

Otros mapas paramétricos son estadísticos, donde se toman los valores propios como una población de muestras, interpretando su dispersión como un indicador de anisotropía. Se representa por medio de la anisotropía fraccional, que evalúa directamente la desviación de los valores propios del tensor respecto a su media, proporcionando un índice normalizado entre 0 y 1, donde 0 indica una difusión puramente isotrópica (esfera) y 1 la anisotropía ideal (cilindro) (Fig. 12.2 c).

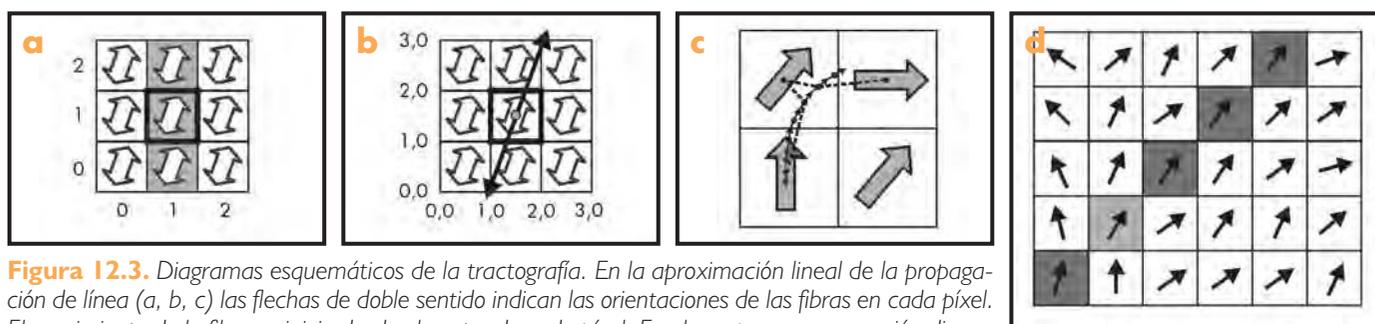
La dirección determinante de difusión puede codificarse en colores mediante los mapas de dirección principal (Fig. 12.2 d), que dan una representación gráfica intuitiva de la dirección principal de difusión en cada vóxel. El código de colores por ejes está ponderado por el valor de anisotropía fraccional para eliminar la parte isotrópica de la imagen. De estas direcciones dominantes nacen los cálculos para obtener las imágenes de tractos. La tractografía permite reconstruir y visualizar en 3D las estructuras columnares. Si se aplica a los haces axonales de la sustancia blanca cerebral<sup>3</sup>, proporciona información de la conectividad, del desvío de fibras en presencia de tumores y de infartos. El seguimiento y la reconstrucción de las fibras están basados en las direcciones principales de difusión obtenidas mediante los vectores propios, empleando como condición de propagación los valores de anisotropía (Fig. 12.3). Para realizar este proceso se hace uso de la dirección principal de difusión, dejando las direcciones secundarias como conocimiento adicional en la resolución de situaciones conflictivas de cruce<sup>4</sup>. El proceso comienza con la definición de una semilla seleccionando un vóxel (o un área de interés [ROI]) a partir del cual se plantean dos estrategias distintas: o se reconstruye desde la semilla o se calculan todos los tractos del volumen filtrando sólo aquellos que atraviesan la región de interés. El cálculo de la trayectoria se realiza analizando las direcciones principales de difusión y los valores de anisotropía en los vecinos del vóxel que actúa como semilla. Se selecciona como semilla para la siguiente iteración aquel vecino que disponga de la orientación más similar y maximice la anisotropía. El proceso continúa mientras se mantenga el nivel de anisotropía (típicamente  $AF > 2,5-3,5$ ) y el desfase angular entre la semilla y el candidato no supere cierto umbral (típicamente  $\alpha < 40^\circ - 45^\circ$ ). Estas imágenes son especialmente útiles en el estudio de los haces axonales y los fascículos de conexión de la sustancia blanca cerebral (Fig. 12.4)<sup>4</sup>.

## PERFUSIÓN

**E**l estudio de la perfusión describe el flujo de sangre que atraviesa y ocupa un vóxel. La perfusión permite una aproximación a la cuantificación del volumen y flujo de sangre regional, la evaluación de la microvasculatura y la angiogénesis, el análisis de la permeabilidad de las membranas capilares y las alteraciones de la barrera hematoencefálica<sup>5</sup>.



**Figura 12.2.** Imágenes de difusión en un paciente con infarto isquémico reciente en el territorio de la cerebral posterior izquierda. a) Imagen T2\* con factor b de 0 s/mm<sup>2</sup> donde la lesión es hiperintensa. b) Imagen paramétrica del CDA medio donde el infarto tiene un bloqueo de la difusión. c) Imagen paramétrica de la anisotropía fraccional donde el código de colores es rojo para x, verde para y y azul para z. d) Mapa de dirección principal coloreada. e) Imagen exponencial donde se minimiza el efecto T2. f) Imagen isotrópica con el infarto reciente hiperintenso.

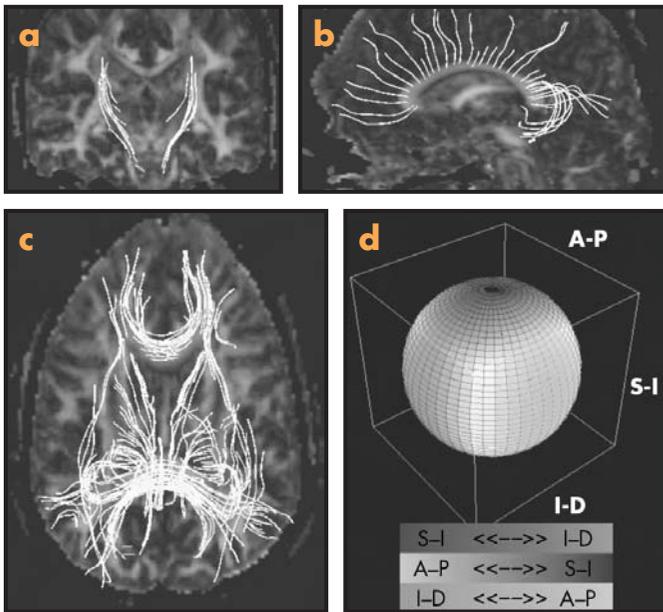


**Figura 12.3.** Diagramas esquemáticos de la tractografía. En la aproximación lineal de la propagación de línea (a, b, c) las flechas de doble sentido indican las orientaciones de las fibras en cada píxel. El seguimiento de la fibra se inicia desde el centro de cada píxel. En el campo con numeración discreta (a), la coordenada del píxel semilla es {1,0}. Si se determina que el vector apunta hacia el {1,2} y el {1,0}, los píxeles sombreados se conectan. En el campo con numeración continua (b), el punto semilla es {1,5, 1,5} y se propagará por una línea. En c se muestra un ejemplo de la interpolación con el fin de conseguir una propagación no lineal. Las flechas grandes indican el vector con los mayores ejes principales y se promedian las orientaciones de los vectores de los dos píxeles más cercanos a medida que se propaga la línea. En d se representa cómo el vóxel semilla (gris claro) inicia el proceso de reconstrucción propagándose a través de sus vecinos más similares.

Aunque se están desarrollando técnicas efectivas que usan el agua como trazador endógeno difusible, basándose en la activación magnética de la sangre arterial de entrada en un volumen (ASL; *Arterial Spin Labeling*), las más usuales utilizan la administración en bolo de un medio de contraste exógeno paramagnético, basado en quelatos de gadolinio (Gd), que se detecta en el torrente sanguíneo mediante secuencias de RM dinámicas de alta resolución temporal potenciadas tanto en T2 como en T1. Estas técnicas dinámicas son

las más usadas ya que requieren secuencias de pulso usuales de adquisición rápida y presentan cambios de señal grandes y predecibles. Sin embargo, presentan una alta complejidad para el análisis cuantitativo y una relativa baja S/R.

La información extraída de las curvas de señal-tiempo a partir de una secuencia temporal de imágenes y su parametrización posterior aportan gran cantidad de información sobre diversos parámetros hemodinámicos. El empleo de curvas extraídas de secuen-



**Figura 12.4.** Imágenes representativas de tractografía sobre imagen paramétrica de dirección principal coloreada. Sobre la imagen coronal (a) se han representado algunas de las fibras de la cápsula interna dirigiéndose hacia la protuberancia y los pedúnculos cerebelosos medios. En la representación sagital (b) se muestran algunos de los tractos más importantes que atraviesan el cuerpo calloso (radiaciones del cuerpo calloso con sus prolongaciones frontales y occipitales, corticopontinas y corticoespinales). Sobre la imagen transversal (c) se representan las prolongaciones (fórcex) anterior y posterior del cuerpo calloso, las radiaciones ópticas, y la cápsula interna y la externa. La esfera (d) representa la codificación de la dirección preferencial de difusión (para S-I, S: superior e I: inferior; para A-P, A: anterior y P: posterior; para I-D, I: izquierda y D: derecha).

cias dinámicas potenciadas en  $T2^*$  asume que el contraste paramagnético es de distribución intravascular y que no difunde libremente al espacio extracelular. En el sistema nervioso central (SNC) la barrera hematoencefálica intacta previene la difusión del contraste a través de la pared de los vasos, por lo que los efectos sobre el tiempo de relajación  $T1$  son relativamente pequeños. Se emplean pues potenciaciones  $T2^*$  dada su alta sensibilidad a las heterogeneidades del campo magnético local inducidas por el contraste. Frente a las secuencias TSE (enfocan de nuevo los desplazamientos de la fase por los pulsos de  $180^\circ$ ), el efecto de susceptibilidad es similar con una dosis simple de Gd y secuencias EG-EPI que con una doble dosis y secuencias ES-EPI<sup>6</sup>. Las técnicas con resolución temporal de escasos segundos (EG-EPI e incluso lecturas espirales del espacio K) permiten obtener múltiples series 3D potenciadas en  $T2^*$  para generar mapas paramétricos de perfusión tisular con una buena S/R.

El Gd induce una variación de la susceptibilidad magnética ( $\Delta\chi$ ) entre el vaso y su medio extravascular. El paso del contraste produce una disminución transitoria de la señal, más marcada en los vasos y menor en el parénquima. Bajo ciertas condiciones, los cambios observados en la señal son proporcionales a la concentración del Gd en el vóxel y, por lo tanto, están relacionados con el volumen sanguíneo cerebral regional (VSCr). El cambio de la relajación  $T2^*$  aumenta con el calibre de los vasos hasta alcanzar un máximo. Al aumentar  $\Delta\chi$  (por ejemplo, incrementando la dosis del contraste),  $\Delta T2^*$  se eleva más con el radio, siendo la técnica EG sen-

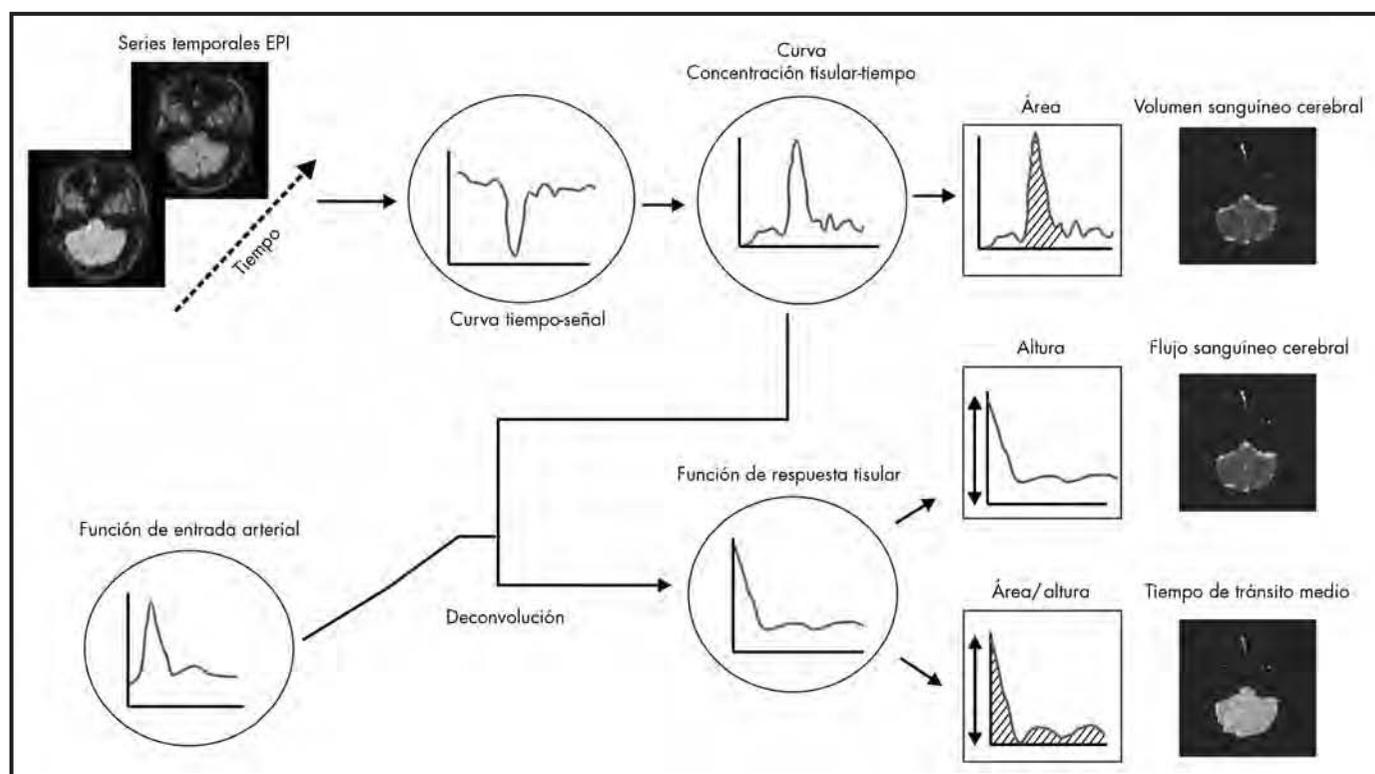
sible tanto macrovascular como microvascularmente<sup>7</sup>. Con vistas a mejorar la relación contraste-ruido, deben elegirse cuidadosamente los parámetros de la secuencia EG-EPI (geométricos y de potenciación: TR, TE, ángulo de inclinación, número de líneas de lectura del espacio K) en cada equipo. La S/R y la estabilidad de la señal RM deben controlarse durante las adquisiciones dinámicas para ajustar la calidad y reproducibilidad de las imágenes.

Las curvas de señal-tiempo de las series dinámicas  $T2^*$  se transforman en curvas de concentración-tiempo (Fig. 12.5). El VSCr se define como la relación entre las áreas bajo las curvas tisular y arterial de concentración-tiempo. Dada la dificultad de la medición arterial, VSCr se extrae como el área de la curva tisular concentración-tiempo ajustada mediante funciones gamma variantes que corrijan el efecto de la recirculación del contraste y asumiendo una concentración arterial uniforme. Se expresan en segundos el tiempo al pico (TP), o punto máximo de la curva, y el tiempo de tránsito medio (TTM), que es el tiempo que le cuesta al contraste atravesar el lecho de capilares del vóxel<sup>6</sup>. El flujo sanguíneo cerebral regional (FSCr) se define como el flujo sanguíneo neto a través de un vóxel y se calcula como la relación entre VSCr y TTM (Fig. 12.6). En el cerebro el FSCr calculado es aproximadamente  $3 \mu\text{l} \times \text{gr}^{-1}\text{s}^{-1}$  en la sustancia blanca y  $9 \mu\text{l} \times \text{gr}^{-1}\text{s}^{-1}$  en la gris. Para cuantificar estas variables se necesita conocer la función arterial de entrada. La concentración tisular ( $C_t$ ) depende linealmente de la concentración arterial ( $C_a$ ), relacionadas temporalmente ( $t$ ) por la microvascularización según la relación  $C_t(t) = \text{FSC} \times C_a \times R(t)^6$ , siendo  $R(t)$  la fracción de sangre que permanece retenida en el lecho vascular durante el tiempo  $t$  (función residuo). Al producto de FSC y  $R(t)$  se le denomina «función de respuesta tisular» (Fig. 12.5). Aunque la relación entre concentración e intensidad de señal está bien definida, suele producirse una sobreestimación en las medidas de perfusión<sup>6</sup>. Para reducir la variabilidad añadida por el ajuste de la curva, se emplean secuencias con muestreos inferiores a los  $2 \text{ s}^7$ . Dado que estos parámetros en la práctica dependen mucho de la dosis y la velocidad del contraste, al igual que de variables individuales (volumen vascular total y de eyección del corazón), se emplean más las cuantificaciones relativas al parénquima considerado normal<sup>8</sup>.

Los métodos de adquisición dinámicos potenciados en  $T2^*$  tras administrar medios de contraste intersticiales proporcionan medidas correctas sólo cuando la barrera hematoencefálica permanece intacta. Aunque también puede parametrizarse la difusión al espacio extravascular (Fig. 12.6 a), la rotura de la barrera hematoencefálica y todos los procesos que aumentan la angiogénesis, como los tumores, introducen errores en las medidas de perfusión al aumentar la permeabilidad capilar (Fig. 12.6 b). Las series dinámicas potenciadas en  $T1$  con adquisiciones largas, de varios minutos, pueden evaluar mejor la extravasación<sup>9</sup> muestreando el acúmulo del contraste durante el equilibrio.

Las series dinámicas potenciadas en  $T1$  con adquisiciones basales y tras una embolada de contraste (con adquisición continua de datos durante el primer paso, su extravasación al espacio extravascular y el lavado tisular posterior) permiten extraer datos muy relevantes sobre el flujo vascular y la permeabilidad capilar extraídos de las curvas de intensidad-tiempo  $T1$ <sup>10</sup> (Fig. 12.7).

Del análisis gráfico de las curvas se extraen diferentes parámetros, como el tiempo al pico máximo, la pendiente de subida y la de lavado de la curva, la captación máxima (o amplitud de captación, definida como  $[IS_{\text{máx.}} - IS_{\text{base}}]/IS_{\text{base}}$ ) y el área bajo la curva. El análisis de la pendiente de subida se calcula como el porcentaje de  $(IS_{\text{máx.}} - IS_{\text{base}})/IS_{\text{base}}$  ( $T_{\text{máx.}} - T_{\text{llegada}}$ ), siendo  $T_{\text{llegada}}$  el tiempo



**Figura 12.5.** Representación esquemática del proceso de obtención de datos en perfusión T2\*. De las imágenes de la secuencia dinámica EG-EPI potenciada en T2\* se extraen las curvas de intensidad-tiempo para cada vóxel y se convierten en curvas de concentración-tiempo basándose en la relación entre la señal y la concentración de Gd. El área bajo la curva se relaciona con el VSCR. El FSCR se relaciona con la altura de la curva de la función de respuesta tisular obtenida tras calcular la función de entrada arterial. El TTM se obtiene relacionando el área bajo la curva con su altura. Las imágenes son representativas de la perfusión normal del cerebelo y bulbo.

de llegada del bolo de contraste al vóxel. La perfusión del miocardio incluye parámetros como la relación entre las pendientes ascendentes máximas y las áreas bajo la curva de las curvas del miocardio frente a las de la cavidad ventricular. Desafortunadamente estos parámetros semicuantitativos están influidos por el tipo de inyección, la secuencia de pulso y el equipamiento, lo que limita su reproducibilidad<sup>11</sup>.

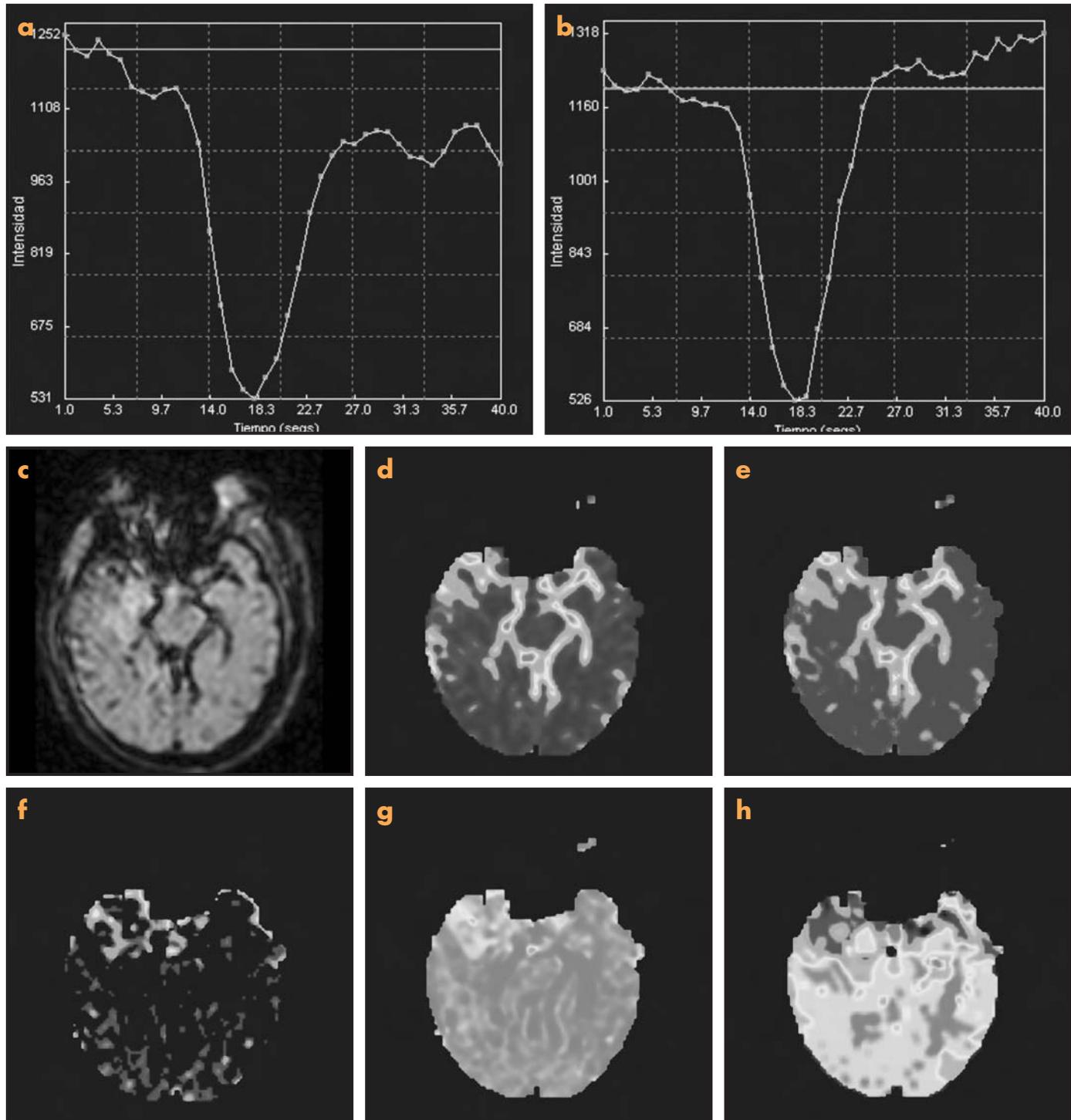
De las curvas de intensidad-tiempo T1 se derivan modelos farmacocinéticos de la difusión del contraste a través de las membranas, siendo los más utilizados los bicompartmentales simples (plasma sanguíneo y espacio intersticial) (Fig. 12.8). Para ser útiles, las medidas que se extraigan de esta aproximación deben ser reproducibles y estar consensuadas<sup>10</sup>. El cálculo de curvas de concentración-tiempo extraídas de variaciones en las modificaciones del T1 ( $\Delta T1$ ) del tejido requiere la cuantificación adecuada del T1 pre-contraste<sup>11</sup>.

Los tres parámetros farmacocinéticos principales son la constante de transferencia ( $K^{\text{trans}}$ ), el volumen relativo del espacio extravascular-extracelular ( $V_e$ ) y la constante de entrada ( $k_{ep}$ , también conocida como  $k_{21}$ ) entre los espacios vascular e intersticial. Esta  $k_{ep}$  se define como  $K^{\text{trans}}/V_e$ . El  $V_e$  se relaciona con la densidad celular. En situaciones donde existe un flujo limitado o la permeabilidad es alta, la  $K^{\text{trans}}$  se iguala al flujo plasmático por unidad de volumen (perfusión). En el parénquima cerebral intacto  $K^{\text{trans}}$  será 0 si la barrera está intacta. Si el flujo es suficiente pero los capilares son poco permeables,  $K^{\text{trans}}$  se aproxima a la superficie de la membrana capilar permeable. En condiciones tumorales e inflamatorias suele presentarse con una permeabilidad mixta, por lo que se precisa un

modelo más general. El paso del contraste del vaso al espacio extravascular-extracelular se describe mediante ecuaciones generalizadas del modelo cinético  $V_e dC_e/dt = K^{\text{trans}}(C_p - C_e)$  y  $dC_e/dt = k_{ep}(C_p - C_e)$ , siendo  $C_e$  la concentración del contraste en  $V_e$  y  $C_p$  su concentración en el plasma. Estos parámetros cuantitativos son independientes del equipamiento y la secuencia RM, así como de la dosis de contraste. Su importancia radica en que son excelentes predictores de la angiogénesis y las alteraciones en la permeabilidad capilar, de especial importancia para establecer el grado tumoral.

Las aproximaciones de estado estacionario se basan en la sustracción a la señal del píxel en la fase de equilibrio postcontraste (sobre los 30 minutos) de la precontraste, normalizándose a la señal vascular estable (venosa). Con esta técnica se mide el VSC (aunque no el FSC ni el TTM) de forma muy precisa, aunque presenta inconvenientes, como la necesidad de corregistrar las series y de asumir que la barrera hematoencefálica está intacta<sup>8</sup>. El empleo de medios de contraste intravasculares, que tardan mucho en difundir al espacio intersticial extravascular, generará imágenes paramétricas del VSC con una alta resolución espacial.

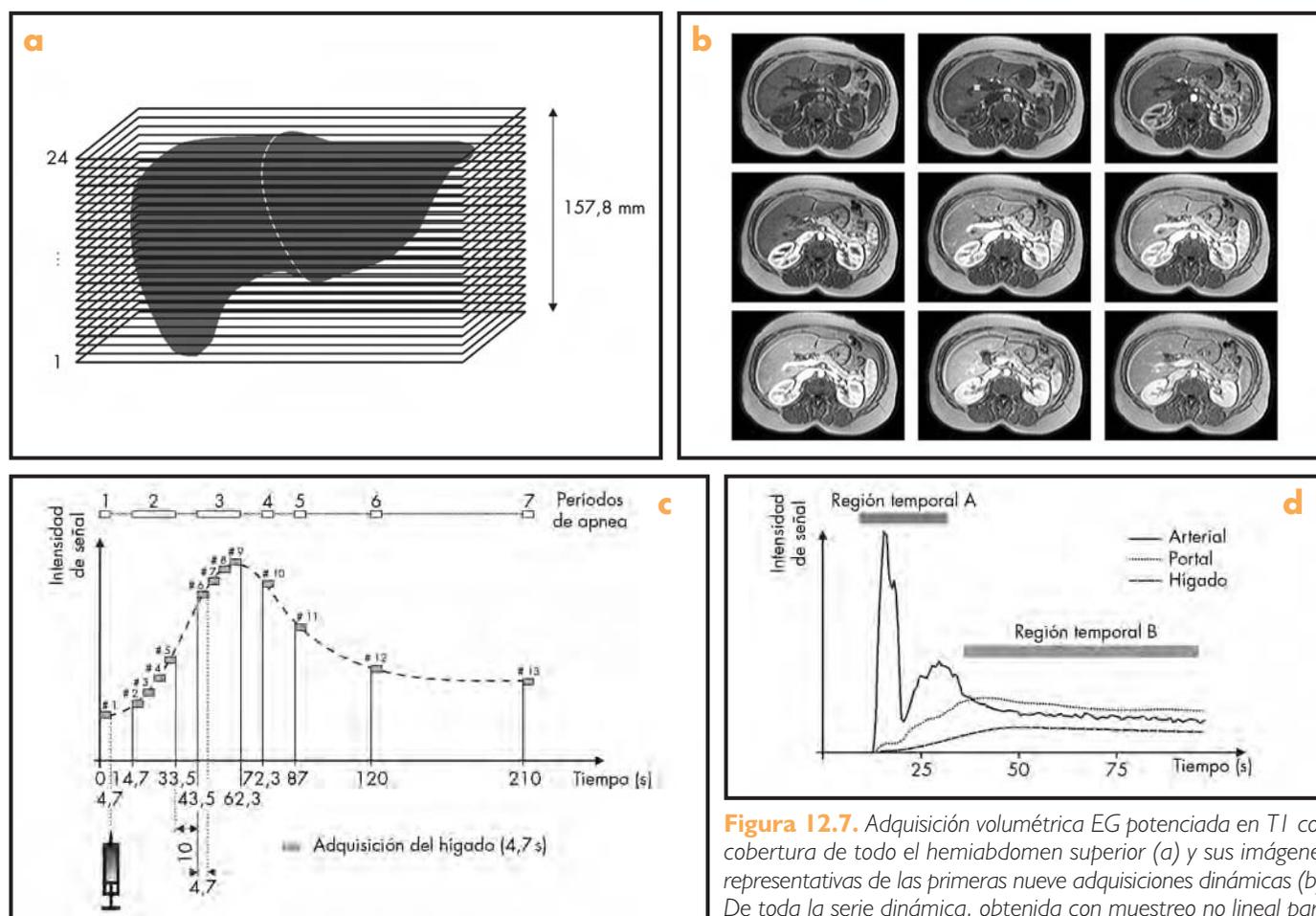
El uso de contrastes endógenos como indicadores difusibles es una técnica poco extendida para medir la perfusión tisular. La técnica más prometedora es el ASL, que utiliza el agua endógena como trazador y se basa en la diferencia de señal entre dos experimentos. Al aplicar pulsos de radiofrecuencia de marcaje (*tagging*) a un plano anterior al tejido de interés, la sangre arterial de ese plano invierte su magnetización. Tras un cierto retraso (TI), esta sangre llegará al plano del que se obtendrá una imagen cuya magnetización comprende la tisular propia más la de la sangre marcada. Si a



**Figura 12.6.** Paciente con glioblastoma temporal derecho estudiado con una secuencia EG-EPI potenciada en T2\*. Las curvas de intensidad-tiempo en el parénquima normal (a) demuestran la recirculación (segundo pico) y la ausencia de difusión al espacio extracelular. En el tumor (b) existe una extravasación demostrada por la superación de la línea base (en verde) tras el primer paso del Gd. Las imágenes paramétricas del tumor (c) presentan unos valores altos de VSCr (d) y FSCr (e), con alteración de la barrera hematoencefálica (f) y extensión del TTM (g) y el TTP (h).

esta imagen arterialmente marcada se le sustrae otra en la que no se ha inducido una modulación de la magnetización arterial, se obtendrá una imagen diferencia que refleja la cantidad de sangre marcada que ha entrado en el plano de corte durante el intervalo de tiempo  $T1^0$ . Esta imagen expresa el FSC.

Una expresión de la diferencia de señal entre las imágenes marcadas y las basales en ASL relaciona<sup>12</sup> la señal del vóxel vascular arterial, la anchura temporal del bolo arterial que llega al píxel y el valor T1 de la sangre. La vida media del marcaje es aproximadamente de 1,3 s (T1 de la sangre a 1,5 T), que determina la cons-



**Figura 12.7.** Adquisición volumétrica EG potenciada en T1 con cobertura de todo el hemiabdomen superior (a) y sus imágenes representativas de las primeras nueve adquisiciones dinámicas (b). De toda la serie dinámica, obtenida con muestreo no lineal para permitir pausas de respiración, se extrae información de la curva

de intensidad-tiempo para cada vóxel (c) tras la administración de un contraste de Gd convencional. De las curvas representativas de la variación de la señal de la aorta, la vena porta y el hígado sano (d), se evidencia cómo la región temporal inicial A es muy dependiente de la perfusión vascular, mientras que la B representa el estado hacia el equilibrio.

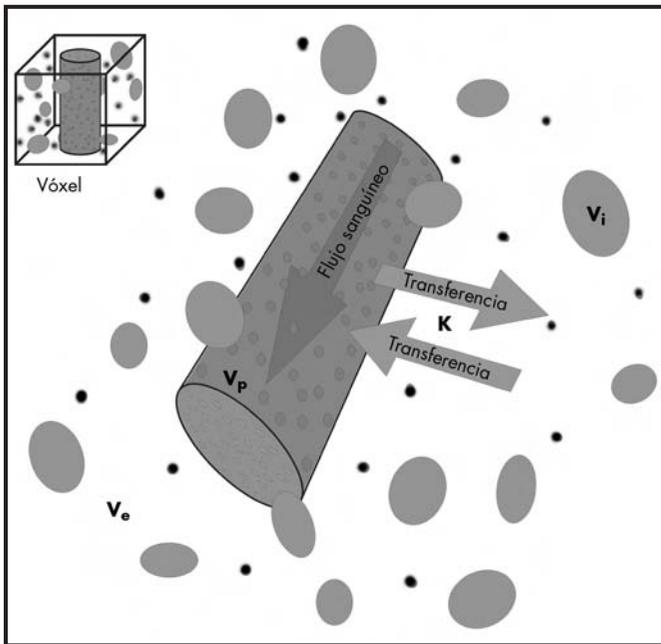
tante de tiempo para su desaparición. Las fuentes principales de error del ASL son el paso de sangre marcada por vasos que no tienen contribución tisular en el plano de estudio, la perfusión por sangre no marcada y la no consideración de la permeabilidad capilar al agua.

En resumen, los métodos actuales para medir la perfusión emplean medios de contraste exógenos (quelatos de Gd, a una dosis de entre 0,2 y 0,4 ml/K y a una velocidad de 3-5 ml/s). Las secuencias empleadas, tanto T1 como T2, deben estudiar todo el órgano de interés (cobertura 3D multicorte). Hay que seleccionar la resolución espacial en función del tamaño de la anomalía en estudiar (con un tamaño del píxel usualmente inferior a 2 mm) y la resolución temporal suficiente que garantice el análisis adecuado de las propiedades fisiopatológicas de interés (no superior a 2 s en los análisis farmacocinéticos). En los estudios dinámicos es imprescindible la corrección volumétrica (dado el movimiento involuntario y la dificultad de garantizar una coherencia espacial constante). El modelado paramétrico robusto, píxel a píxel, permite la cuantificación del aporte vascular, los cálculos de parámetros de curvas (tiempo de tránsito medio, volumen de distribución y flujo) y farmacocinéticos (constantes de paso por compartimentos) y la segmentación y extracción de valores de estos mapas paramétricos calculados. El uso de cam-

pos magnéticos más altos, dotados de gradientes más potentes, con bobinas multielemento y adquisición en paralelo, mejora la S/R y la resolución temporal, incorporando la perfusión al uso clínico rutinario. Los parámetros de permeabilidad y superficie endotelial, perfusión vascular, volumen sanguíneo y flujo sanguíneo regional tienen una clara implicación en la evaluación oncológica<sup>11</sup>.

## ESPECTROSCOPIA

La utilización directa de una de las características diferenciales de la RM, el desplazamiento químico ( $\delta$ ), se denomina explícitamente «espectroscopía de RM» (ERM). La posibilidad de estudiar los perfiles metabólicos mediante ERM en localizaciones específicas del organismo ha abierto nuevas vías para la comprensión de los procesos bioquímicos *in vivo* y la consiguiente utilidad en el diagnóstico clínico<sup>13-15</sup>. La ERM permite obtener información metabólica de órganos diversos (como cerebro, mama, hígado, próstata, ovario y colon) mediante la detección y cuantificación de las señales de resonancia de ciertas moléculas presentes a concentraciones mucho más bajas (aproximadamente  $10^{-3}$  mol/g de tejido) que las de agua (aproximadamente 55 mol/g de tejido).



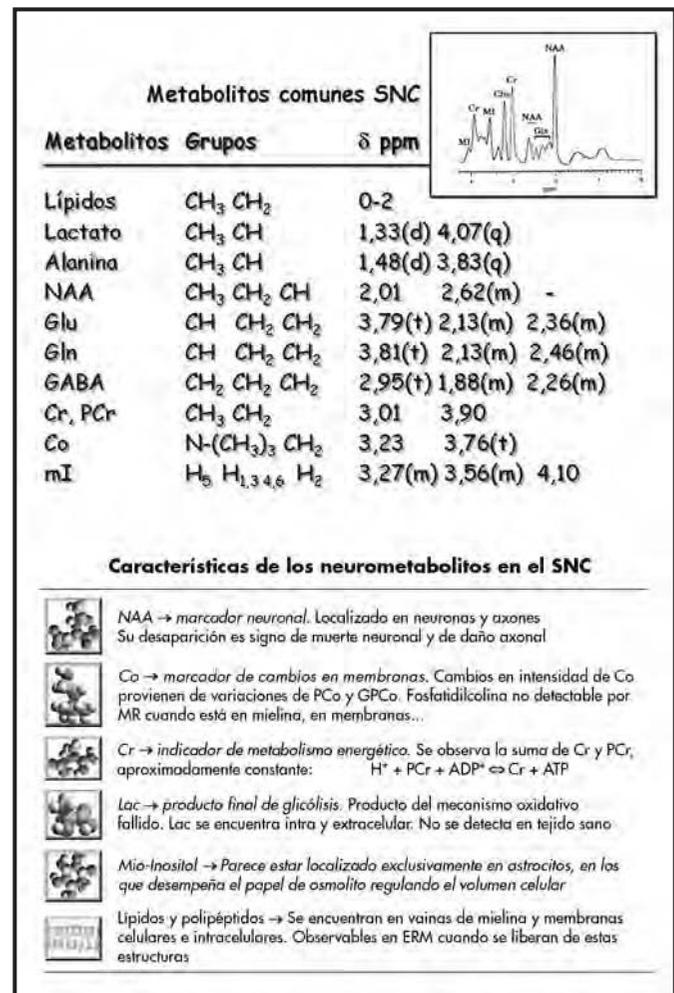
**Figura 12.8.** Modelo bicompartimental representado desde un vóxel que contiene un único vaso con sus poros (círculos grises) rodeado de parénquima tisular que incorpora al espacio extracelular-extravascular ( $V_e$ ) espacio intracelular ( $V_i$ ) y espacio intravascular plasmático ( $V_p$ ). Se esquematizan los componentes principales y las variables funcionales farmacocinéticas ( $k$ ) relacionadas con la distribución del medio de contraste ( $Gd$ , círculos pequeños negros).

El acoplamiento escalar ( $J$ ) y el efecto nuclear Overhauser ( $NOe$ ) son, con  $\delta$ , las características que diferencian la RM de imagen y la espectroscópica. El entorno electrónico de un mismo átomo en distintas moléculas es diferente debido al resto de átomos que lo rodean. Este entorno electrónico diferente modifica el campo magnético principal  $B_0$  provocando que el campo magnético real ( $B_1$ ) observado por un núcleo atómico específico sea distinto según el grupo atómico y/o la molécula en la que se encuentre. Esta diferencia entre  $B_0$  y  $B_1$  se denomina «constante de apantallamiento» y está directamente relacionada con  $\delta$ . El valor de  $\delta$  para cada átomo en una posición concreta de una molécula es constante y depende sólo del  $B_0$ . Para independizar  $\delta$ , medido en Hz, del campo externo  $B_0$  se normaliza al dividirlo por  $B_0$  para obtener un valor adimensional en partes por millón (ppm).

El resultado de la ERM es un conjunto de espectros que reflejan la distribución de intensidades de energía absorbida o emitida. Cada señal proporciona información de las propiedades físicas y químicas de la muestra. Específicamente, el desplazamiento químico  $\delta$  junto con  $J$  proporciona información del tipo de grupo atómico y de la estructura local molecular, mientras que  $NO$  provee datos estructurales tridimensionales mediante la transferencia de magnetización a través del espacio. Asimismo, la anchura de las señales de resonancia, inversamente proporcionales al tiempo de relajación  $T_2$ , proporciona información acerca de la movilidad molecular y de los grupos atómicos, de tal manera que a menor movilidad el tiempo de relajación  $T_2$  es más corto y la anchura de línea mayor. Una propiedad fundamental es la relación directa existente entre el área bajo cada señal y la concentración de núcleos, lo que posibilita determinar la concentración de las moléculas en estudio, previa calibración con una muestra de concentración conocida.

La obtención y el análisis cuantitativo de los espectros de RM permiten la identificación de la composición de la mezcla del sistema estudiado, la evaluación de la concentración de cada metabolito identificado y la determinación cualitativa del entorno a través de la movilidad relativa mediante la anchura de las resonancias. A modo de ejemplo se incluyen (Fig. 12.9) los metabolitos observables más frecuentes en el SNC, incluidos el  $\delta$  y la multiplicación por  $J$  de los protones de los grupos atómicos detectables para cada uno de ellos. Asimismo, se inserta un ejemplo de espectro de ERM de protón ( $^1H$  ERM) del SNC con algunas asignaciones. Es destacable que las resonancias a campos más altos y  $\delta$  más bajos, próximos a 1 ppm, son más anchas y corresponden a lípidos/macromoléculas asociadas a membranas celulares y con limitada movilidad.

El perfil metabólico en una región concreta en un órgano específico puede obtenerse mediante vóxel único (ERMVU) o por espectroscopia de imagen (ERMI o multivóxel). El vóxel único proporciona una información metabólica promedio del volumen seleccionado, mientras que ERMI permite generar en una única adquisición diversas imágenes moleculares que informan de la distribución espacial de diferentes metabolitos. La ERMI puede considerarse una técnica más de imagen molecular, ya que proporciona una serie de imágenes paramétricas en las que el brillo de cada píxel es proporcional a la concentración de diferentes compuestos, en general pequeñas moléculas y metabolitos específicos.



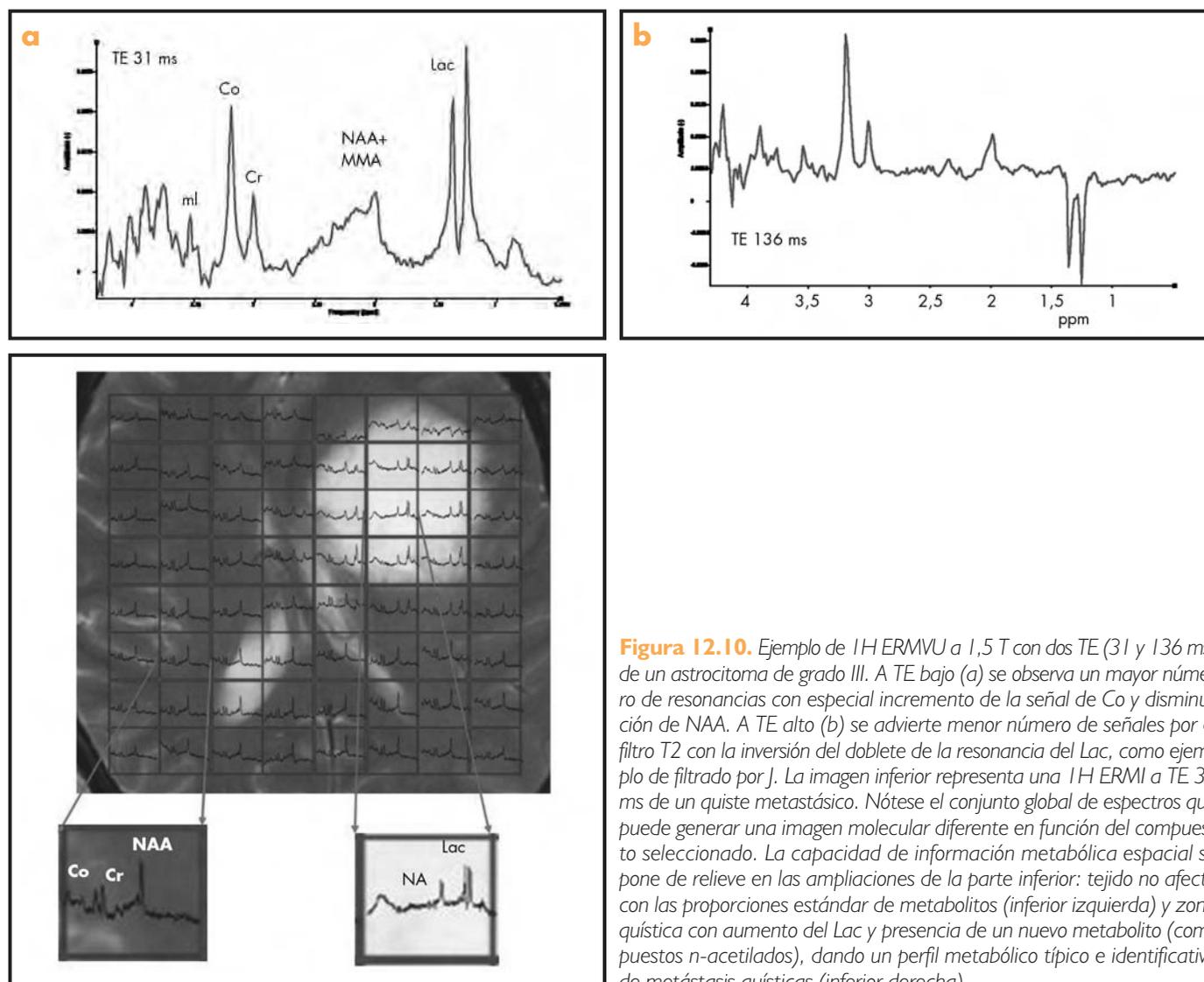
**Figura 12.9.** Metabolitos más comunes del SNC con sus asignaciones y características fisiopatológicas más relevantes.

Mediante ERMVU se obtiene un espectro del perfil metabólico promedio de la región seleccionada sin más información espacial, lo que constituye su mayor limitación, aunque con una excelente homogeneización del campo magnético y correspondiente resolución espectral. Contrariamente, la ERMl proporciona información de la distribución espacial de diferentes metabolitos a través de distintas imágenes moleculares obtenidas en una única adquisición pero con una homogeneización del campo magnético más complicada ya que las áreas estudiadas son más grandes y las diferencias de susceptibilidad magnética mayores. Así, aunque la caracterización de un volumen específico es más precisa mediante ERMVU con dos TE, corto y largo (Fig. 12.10 a), la ERMl genera además información molecular de las diferentes regiones adyacentes. Esta aproximación da mayor información de la heterogeneidad de la lesión, analiza las infiltraciones periféricas y compara con las regiones contralaterales (Fig. 12.10 b).

En ERM los espectros reflejan la influencia del T2 de cada metabolito a través de la selección específica del TE. La selección de distintos TE permite obtener diferentes tipos de perfiles metabólicos en función de dos características fundamentales: movilidad molecular y acoplamiento escalar J. En la figura 12-10 se muestra un ejem-

plo de espectro de volumen único de un tumor glial a TE corto (< 50 ms) y medio/largo (> 130 ms). La información metabólica es mayor con espectro obtenido con el TE corto frente al largo. Este hecho se basa en que a TE > 50 ms las señales de los metabolitos con movilidad limitada (T2 corto), lípidos y/o macromoléculas (0,9 y 1,2 ppm) de la membrana celular, decaen rápidamente y pueden llegar a desaparecer. Además, el signo de las señales acopladas está modulado por T2, como el doblete del lactato (Lac, 1,5 ppm), que es positivo a TE 31 ms (Fig. 12.10 a) pero negativo a TE 136 ms (Fig. 12.10 b). Por consiguiente, el uso de diferentes valores de TE puede utilizarse como filtro T2 para posibilitar una identificación más precisa del perfil metabólico de una región tisular determinada.

El acoplamiento escalar J, medido en Hz, es el resultado de la transferencia de magnetización a través de las nubes electrónicas de los enlaces covalentes, siendo esta transferencia habitualmente efectiva hasta los tres enlaces. En ausencia de esa transferencia, la señal de RM es única y se denomina «singlete». En cambio, si un núcleo se encuentra acoplado a otros, la señal se divide por el efecto de la estructura hiperfina del espectro. De esta manera, cuando dos átomos del mismo tipo se encuentran a menos de tres enlaces, su señal se desdobra en dos dando lugar a un doblete. En el



**Figura 12.10.** Ejemplo de 1H ERMVU a 1,5 T con dos TE (31 y 136 ms) de un astrocitoma de grado III. A TE bajo (a) se observa un mayor número de resonancias con especial incremento de la señal de Co y disminución de NAA. A TE alto (b) se advierte menor número de señales por el filtro T2 con la inversión del doblete de la resonancia del Lac, como ejemplo de filtrado por J. La imagen inferior representa una 1H ERMl a TE 31 ms de un quiste metastásico. Nótese el conjunto global de espectros que puede generar una imagen molecular diferente en función del compuesto seleccionado. La capacidad de información metabólica espacial se pone de relieve en las ampliaciones de la parte inferior: tejido no afecto con las proporciones estándar de metabolitos (inferior izquierda) y zona quística con aumento del Lac y presencia de un nuevo metabolito (compuestos n-acetilados), dando un perfil metabólico típico e identificativo de metástasis quísticas (inferior derecha).

caso de un átomo acoplado a otros dos se obtiene una señal triple o triplete, y así sucesivamente. Aunque la multiplicidad proporciona información estructural muy importante, complica la forma del espectro incrementando la posibilidad de solapamientos y dificultando la evaluación del área de cada señal, que es constante a pesar de la multiplicidad por el acoplamiento J, y por consiguiente la determinación de la concentración de los diferentes metabolitos. Así, la glutamina (Gln) y el glutamato (Glu), neurotransmisores muy importantes implicados en diferentes procesos sinápticos neurológicos, presentan señales complejas debido a su multiplicidad (Fig. 12.9) por acoplamiento escalar y multipletes complejos, lo que dificulta sobremanera su cuantificación.

La determinación de la concentración absoluta de cada molécula detectada necesita un sistema de referencia. Aunque en ERM *ex vivo* en fase líquida es factible utilizar como referencia una disolución estándar de composición y concentración conocidas para cuantificar de manera absoluta la concentración molecular, en los estudios *in vivo* la cuantificación absoluta es muy compleja ya que no existe la posibilidad de preparar un sistema de referencia de composición y concentraciones conocidas y cuyos tiempos de relajación sean similares. Por ello se han desarrollado sistemas alternativos para cuantificar eficazmente, como el análisis de los componentes individuales de espectros simples de metabolitos en disoluciones estándar con concentraciones conocidas obtenidos en el mismo equipo de RM tras ajustar el T1 y T2 de los metabolitos en disolución frente al tejido en estudio. Una alternativa de uso universal es la evaluación mediante la relación entre concentraciones de metabolitos, lo que representa una cuantificación relativa. Usualmente, la señal a 3,01 ppm de los compuestos de creatina (Cr y PCr) se usa como metabolito de referencia ya que *a priori* forma parte del equilibrio energético celular. No obstante, en algunas patologías, como tumores del SNC y lesiones desmielinizantes, la concentración de Cr y PCr no es estrictamente constante. Otra relación alternativa es usar la señal del agua adquirida sin suprimirla como metabolito estándar de referencia. El uso combinado de las señales de Cr y agua como referencia permite una evaluación precisa de la concentración de los diversos metabolitos de interés.

La detección de metabolitos requiere esquemas de localización especializados y combinados, en el caso de IH ERM, siendo imprescindible la supresión de la señal de agua. La localización espacial aumenta la resolución por el estrechamiento de las resonancias, la exclusión de señales anchas no deseadas y la mejora de la supresión del agua. En ERMVU hay dos técnicas de localización estándares: STEAM y PRESS. Los principios de la ERMI basados en gradientes de  $B_0$  son muy similares a los de RMI de codificación de fase. La secuencia de pulsos básica de ERMI es también muy similar a las secuencias EG y ES. La diferencia principal reside en la extensión en los experimentos con un eje adicional (dispersión del desplazamiento químico).

Para la supresión del agua se usan diferentes secuencias de pulsos (excitación o inversión) que utilizan las propiedades de relajación magnética del agua. Para ello es imprescindible una homogeneización del campo magnético  $B_0$  óptima en el área en estudio que implique un incremento sustancial de la resolución espectral, es decir, una disminución máxima de la anchura de las resonancias, en particular la del agua. Dado que la concentración de agua es varios órdenes de magnitud superior a la de los metabolitos, se hace imprescindible la reducción de su señal para poder detectar las resonancias de los compuestos con un valor aceptable de S/R. Estos pulsos de eliminación se combinan con los correspondientes de localización y excitación. No es necesario eliminar las resonancias de los protones del agua con otros núcleos diferentes al IH.

La ERM puede estudiar otros núcleos siempre que posean un momento magnético no nulo, fundamentalmente aquellos con un número cuántico de espín de  $1/2$ . Para las aplicaciones clínicas los núcleos más interesantes son el carbono 13 ( $^{13}\text{C}$ ), el sodio ( $^{23}\text{Na}$ ) y el fósforo ( $^{31}\text{P}$ ); también pueden obtenerse datos del nitrógeno ( $^{15}\text{N}$ ), flúor ( $^{19}\text{F}$ ) y potasio ( $^{39}\text{K}$ ). Aunque este número es limitado, cada elemento proporciona una información interesante al aumentar el número de metabolitos detectables. La ERM  $^{13}\text{C}$  ofrece la posibilidad de estudiar los flujos a través de importantes ciclos metabólicos *in vivo*, como el del ácido tricarbóxico. La ERM  $^{31}\text{P}$  proporciona información sobre metabolitos energéticos, pH intracelular, concentración de magnesio y velocidades de reacción.

La ERM comparte las limitaciones generales de la RM al ser una técnica de sensibilidad relativamente baja comparada con otras técnicas espectroscópicas, como los rayos X y ultravioleta visible o de imagen molecular, como el PET. Esta limitación es más significativa con los campos magnéticos de uso clínico (1,5 y 3 T) por su baja sensibilidad, S/R y resolución. El diferente método de análisis y cuantificación de los espectros introduce otra limitación al uso clínico extendido. El análisis cuantitativo bioquímico de la ERM implica el uso de métodos de cálculo, aún no plenamente automatizados, y exige una especialización particular. La falta de consenso en la metodología de ERM que se ha de usar, tanto por el tipo de secuencia de adquisición y de localización (STEAM o PRESS) como por los parámetros fundamentales, como el TR y el TE óptimos, constituye otro factor de incertidumbre. Estas limitaciones son aún mayores para otros núcleos diferentes al IH, ya que su sensibilidad es bastante inferior y requieren una instalación electrónica de excitación y detección diferente a la incorporada en los equipos estándar de uso clínico. En gran medida, estas limitaciones se verán reducidas por el uso de campos magnéticos más altos ( $> 3$  T), así como por el desarrollo de programas automáticos de análisis y cuantificación de los espectros.

En resumen, la ERM es la única técnica que permite obtener rápida y simultáneamente información metabólica *in vivo* y diferentes imágenes moleculares en una única adquisición y que puede utilizarse con seguridad para el control molecular clínico continuado de la evolución de diversas patologías y el seguimiento de la efectividad terapéutica.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C, y cols. Diffusion tensor imaging: concepts and applications. *J Magn Reson Imaging*. 2001; 13: 534-546.
2. Geijer B, Sundgren PC, Lindgren A, y cols. The value of b required to avoid T2 shine-through from old lacunar infarcts in diffusion-weighted imaging. *Neuroradiology*. 2001; 43: 511-517.
3. Melhem ER, Mori S, Mukundan G, y cols. Diffusion tensor MR imaging of the brain and white matter tractography. *AJR*. 2002; 178: 3-16.
4. Wakana S, Jiang H, Nagae-Poetscher LM, y cols. Fiber tract-based atlas of human white matter anatomy. *Radiology*. 2004; 230: 77-87.
5. Collins DJ, Padhani AR. Dynamic magnetic resonance imaging of tumor perfusion. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2004; 23: 65-83.
6. Ostergaard L. Principles of cerebral perfusion imaging by bolus tracking. *J Magn Reson Imaging*. 2005; 22: 710-717.
7. Wintermark M, Sesay M, Barbier E, y cols. Comparative overview of brain perfusion imaging techniques. *Stroke*. 2005; 36: e83-e99.
8. Petrella JR, Provenzale JM. MR perfusion imaging of the brain: techniques and applications. *AJR*. 2000; 175: 207-219.
9. Provenzale JM, Mukundan S, Dewhirst M. The role of blood-brain barrier permeability in brain tumor imaging and therapeutics. *AJR*. 2005; 185: 763-767.

10. Tofts PS, Brix G, Buckley DL, y cols. Estimating kinetic parameters from dynamic contrast-enhanced T1-weighted MRI of a diffusable tracer: standardized quantities and symbols. *J Magn Reson Imaging*. 1999; 10: 223-232.
11. Leach MO, Brindle KM, Evelhoch JL, y cols. The assessment of antiangiogenic and antivascular therapies in early-stage clinical trials using magnetic resonance imaging: issues and recommendations. *Br J Cancer*. 2005; 92: 1599-1610.
12. Wong EC. Quantifying CBF with pulsed ASL: technical and pulse sequence factors. *J Magn Reson Imaging*. 2005; 22: 727-731.
13. Moller-Hartmann W, Herminghaus S, Krings T, y cols. Clinical application of proton magnetic resonance spectroscopy in the diagnosis of intracranial mass lesions. *Neuroradiology*. 2002; 44: 371-381.
14. Martinez-Bisbal MC, Arana E, Marti-Bonmati L, y cols. Cognitive impairment: classification by 1H magnetic resonance spectroscopy. *Eur J Neurol*. 2004; 11: 187-193.
15. Gadea M, Martinez-Bisbal MC, Marti-Bonmati L, y cols. Spectroscopic axonal damage of the right locus coeruleus relates to selective attention impairment in early stage relapsing-remitting multiple sclerosis. *Brain*. 2004; 127: 89-98.



# 13

## Seguridad en resonancia magnética

Vicente Martínez de Vega

Desde la introducción de la resonancia magnética (RM) como método diagnóstico, han sido documentadas algunas muertes y lesiones graves debidas a la interacción del campo magnético con implantes u objetos ferromagnéticos (clips aneurismáticos y botellas de oxígeno) y marcapasos. Por este motivo la seguridad y los efectos biológicos de la RM han recibido una importante atención en la bibliografía médica: más de 250 artículos, tres libros y tres páginas web ([www.MRIsafety.com](http://www.MRIsafety.com), [www.radio-logy.upmc.edu/MRIsafety](http://www.radio-logy.upmc.edu/MRIsafety) y [www.imrser.org](http://www.imrser.org)). Además, el Colegio Americano de Radiología ha publicado un libro blanco sobre seguridad en RM<sup>1</sup>.

Los equipos de RM tienen un riesgo potencial no sólo para los pacientes, sino también para los familiares, acompañantes, profesionales sanitarios y otros que ocasionalmente tengan contacto con el equipamiento de RM, como personal de limpieza, seguridad, personal administrativo, etc. Para proteger a los individuos de lesiones y accidentes, es necesario conocer las interacciones del campo magnético con ciertos implantes, prótesis y objetos. Es importante asimismo instaurar y seguir unas guías prácticas de seguridad en RM, las cuales deben ser establecidas, puestas en marcha y revisadas en cada centro de RM. Para ello es recomendable nombrar a un director o responsable de la seguridad en RM, el cual debe encargarse de poner en práctica estas guías y de informar al resto del personal sobre las directrices, las recomendaciones y los cambios necesarios.

### RIESGOS EN RESONANCIA MAGNÉTICA

Existen tres fenómenos físicos en la RM que pueden causar riesgo: el campo magnético estático generado por el imán principal, los campos magnéticos variables generados por las bobinas de gradientes y la radiofrecuencia (RF).

La interacción del campo magnético estático con un objeto ferromagnético puede dar lugar a traslación y rotación del mismo, con los riesgos que ello implica en el caso de objetos sueltos de proyectarlos contra las personas y/u otros elementos situados en la sala de RM.

La variación del campo magnético en el tiempo puede inducir corrientes eléctricas más importantes si se utilizan gradientes poten-

tes y secuencias ultrarrápidas, como la ecoplanar (EPI). La consecuencia sería la producción de estimulación nerviosa periférica con sensaciones de palpitación y hormigueo. La presencia de cables conductores implantados o no retirados (cables en el miocardio o el epicardio, electrodos implantados en el cerebro, etc.) representa un sitio fácil de circulación de corriente y pueden generar excitaciones neuromusculares.

El efecto biológico más importante por emisión de RF es el depósito calórico. El parámetro para cuantificar la energía absorbida es la potencia específica absorbida (*Specific Absorption Rate* o SAR) expresada en vatios/kilogramo. El SAR depende del campo magnético; así, el SAR para un individuo estudiado con una secuencia en un equipo de 3 T es cuatro veces mayor que si se utiliza un equipo de 1,5 T. El depósito calórico depende además del número de pulsos de RF por unidad de tiempo (las secuencias de espín eco rápidas son las que producen más depósito calórico), del peso del paciente, de la forma de la RF y de la potencia y forma de emisión de la antena transmisora (el SAR en una antena de cuadratura es la mitad que en una lineal). La interacción de los campos electromagnéticos de RF con un objeto puede producir calentamiento del mismo y del tejido adyacente (quemaduras).

### TERMINOLOGÍA SOBRE LA SEGURIDAD EN RESONANCIA MAGNÉTICA

Un objeto considerado seguro en RM puede serlo en equipos de bajo campo y no en equipos de alto campo; puede serlo cuando se aplican ciertos gradientes y no otros; o puede serlo fuera de la línea de 5 Gauss pero no dentro. Por estos motivos la terminología ha sido revisada y se proponen tres categorías:

1. Seguridad completa: objeto libre de componentes metálicos, no conductor y no reactivo a RF.
2. Seguridad condicional: el objeto o implante es seguro bajo ciertas condiciones probadas.
3. No seguro: objetos que bajo la acción del campo magnético son peligrosos y pueden producir lesiones.

## ZONAS DE ACCESO RESTRINGIDO

La guía práctica de seguridad en RM del Colegio Americano de Radiología divide la instalación de la RM en cuatro zonas:

- **Zona I:** incluye áreas de libre acceso al público general, fuera de la influencia del equipo de RM (salas de espera, aseos, recepción y despachos). No precisa control.
- **Zona II:** es el área de transición entre la zona de acceso sin control y las zonas de control estricto (zonas III y IV). En ella el paciente tiene movilidad restringida bajo la supervisión del personal de RM. Típicamente esta zona la constituyen las cabinas para cambiarse, salas de preanestesia, salas en las que se realiza el cuestionario previo a la exploración, etcétera.
- **Zona III:** es un área de alto riesgo de interacción entre individuos/equipamiento y el equipo de RM. Debe estar restringida al acceso del público general mediante algún sistema de cierre y su acceso debe ser controlado por personal de RM, habitualmente técnicos, que son responsables de la supervisión del acceso a la zona III y están bajo la autoridad del responsable o director de seguridad en RM. La norma de acceso restringido no debe tener excepciones e incluye al personal administrativo y hospitalario. La línea de 5 gauss debe ser conocida y claramente señalada como límite potencialmente peligroso.
- **Zona IV:** es la sala de exploración de RM que físicamente contiene el equipo de RM. Esta área debe estar claramente marcada como potencialmente peligrosa. Además ha de existir una señal luminosa siempre encendida indicando que el imán está en funcionamiento.

En caso de complicación cardiorrespiratoria del paciente en la zona IV, el personal de RM, adecuadamente entrenado para ello, debe iniciar las maniobras de resucitación y estabilización precisas mientras se evacúa al paciente a una sala predeterminada y segura desde el punto de vista de la RM. Las zonas III y IV deben mantenerse restringidas durante el período de resucitación para proteger al personal que pueda intervenir.

La anulación o extinción del campo magnético en imanes superconductivos (lo que se conoce como «*quench*») no es recomendable ante emergencias médicas, pues la duración completa del proceso dura algo más de 1 min y esto retrasaría las maniobras de resucitación.

## PERSONAL DE RESONANCIA MAGNÉTICA/PERSONAL AJENO

Todas las personas que trabajen en la zona III deben tener conocimiento y entrenamiento sobre la seguridad en RM aportados por el responsable o director de seguridad de RM del centro. Hay dos niveles de personal de RM: en el nivel 1 entran todas las personas con un mínimo de entrenamiento en seguridad de RM que les permita asegurar su propia seguridad cuando trabajan en la zona III. El nivel 2 de personal de RM está compuesto por quienes tienen un conocimiento más extenso en aspectos de seguridad de RM, como quemaduras térmicas, excitación neuromuscular, etc. Todas las personas que no han recibido el entrenamiento y carecen de los conocimientos mencionados se consideran personal ajeno.

## ACCESO DE PACIENTES Y PERSONAL AJENO A ZONAS RESTRINGIDAS

Toda persona considerada personal ajeno que quiera tener acceso a la zona III debe pasar un examen de seguridad realizado por personal de RM.

El uso de detectores de metales no está recomendado debido a varios motivos, principalmente por que su sensibilidad es variable y por la incapacidad de diferenciar objetos metálicos ferromagnéticos, no ferromagnéticos, prótesis y cuerpos extraños.

El control de los pacientes debe incluir un formulario o documento impreso con preguntas e información relacionadas con aspectos importantes sobre la seguridad en RM. Este cuestionario, una vez leído y firmado por el paciente, debe ser revisado por el personal de la RM y seguido de una entrevista verbal con el paciente. Existe un formulario desarrollado por Sawyer-Glover y Shellock (2000) que ha sido revisado recientemente tras analizar nueva información revisada en la bibliografía. En la creación de este formulario (*Magnetic Resonance Procedure Screening Form for Patients*) ha participado el Instituto para la Seguridad, Educación e Investigación en Resonancia Magnética (IMRSE) y puede ser obtenido en las páginas de internet [www.IMRSE.org](http://www.IMRSE.org) y [www.MRIsafety.com](http://www.MRIsafety.com).

En el formulario se obtiene información general sobre el paciente (nombre, edad, sexo, altura, peso, etc.), así como otra relacionada con el motivo de la realización de la RM. También se requiere información relacionada con cirugías previas para determinar si existen implantes o prótesis que pueden crear problemas al paciente. Se solicita información sobre estudios previos de diagnóstico por imagen, en especial si se ha realizado alguna exploración de RM con anterioridad, tipo de examen y si existieron problemas durante la misma. Puede ser importante conocer si el estudio se realizó con equipos de alto campo y si se utilizaron secuencias rápidas.

Además se debe obtener información sobre traumatismos que afecten a la región orbitaria y sobre la posible existencia de objetos metálicos o cuerpos libres.

Se debe solicitar información sobre toma de medicamentos y existencia de alergias que puedan afectar al uso de contrastes paramagnéticos.

En el formulario también existe un apartado dedicado a la mujer con preguntas sobre la posibilidad de embarazo con el fin de valorar la relación riesgo, beneficio de realizar la exploración de RM. El estado de lactancia también debe ser documentado si se considera la utilización de contraste intravenoso paramagnético.

El formulario incluye una lista de implantes y prótesis con el fin de identificar aquellos que puedan ser peligrosos o interferir o artefactar la exploración de RM.

Además se pregunta si el paciente tiene problemas respiratorios, trastornos de movimiento o claustrofobia.

Los pacientes a los que se vaya a realizar un estudio de RM deben despojarse de todo tipo de objetos metálicos: relojes, joyas, teléfonos, piercings, diafragmas contraceptivos, dentaduras, imperdibles, monedas, tarjetas de crédito, ropa con objetos metálicos, cosméticos con partículas metálicas como pintura de ojos, etc. Es recomendable proporcionar un atuendo simple desprovisto de objetos metálicos para la realización de la prueba.

En el caso de pacientes inconscientes o que no son capaces de responder de forma fiable al formulario de seguridad de RM, la información debe ser obtenida de familiares o acompañantes. El

personal de RM debe además inspeccionar al paciente en busca de signos que indiquen cirugías previas (tórax, columna, etc.). La decisión final de realizar la prueba debe ser adoptada por personal de RM de nivel 2 o por el responsable de seguridad en RM.

En cuanto al personal ajeno (familiares de pacientes, personal sanitario, visitantes y personal de limpieza, mantenimiento y seguridad) que tenga que acceder a la zona restringida, debe pasar un examen de seguridad de RM específico realizado por personal de RM, que incluye un formulario escrito, revisión del mismo y entrevista para aclarar los aspectos que se considere necesarios. Recientemente se ha creado un formulario específico para personal ajeno que necesite acceder a zonas restringidas de RM. Este formulario (*MR Environment Screening Form for Individuals*) puede obtenerse en las páginas [www.IMRser.org](http://www.IMRser.org) y [www.MRIsafety.com](http://www.MRIsafety.com) y contiene preguntas y advertencias similares a las descritas en el formulario de los pacientes.

## ANTECEDENTE DE TRAUMA ORBITARIO

**A**nte un paciente con sospecha de cuerpo extraño intraorbitario es necesario interrogar sobre la existencia previa de un trauma ocular por objeto metálico, conocer si fue atendido médicamente y si fue informado por su médico de que el objeto fue extraído completamente. Si no hubo lesión y la exploración oftalmológica fue normal o el cuerpo extraño extraído, se puede proceder a realizar el estudio de RM<sup>2,3</sup>. Si no cumple los criterios anteriores, el individuo debe ser estudiado mediante radiografías simples (dos proyecciones) para comprobar que no existen cuerpos metálicos o revisar estudios previos de tomografía computarizada (TC) o RM realizados posteriormente al traumatismo.

## EMBARAZO

**L**as trabajadoras de RM embarazadas pueden continuar trabajando en el ambiente de RM durante todo el embarazo. Pueden entrar a la sala de RM, posicionar pacientes, inyectar contraste, etc. No obstante no deben permanecer en la sala durante la adquisición de la imagen<sup>4</sup>.

Las pacientes embarazadas pueden ser estudiadas por RM en cualquier etapa de su embarazo tras evaluar el riesgo/beneficio. Esta evaluación se realizará conjuntamente con el médico que remite a la paciente. Es recomendable obtener un consentimiento firmado de la paciente en el que se le informe de los riesgos y beneficios y en el que quede constancia de su deseo expreso de realizar la exploración<sup>5</sup>.

El contraste paramagnético no debe ser administrado de forma rutinaria en pacientes embarazadas. Cada caso debe ser considerado atendiendo al riesgo/beneficio. Los contrastes basados en quelatos de gadolinio atraviesan la barrera placentaria y entran en la circulación fetal, donde son filtrados por los riñones del feto y excretados al líquido amniótico y permanecen en este espacio durante un tiempo indeterminado hasta que finalmente son reabsorbidos y eliminados. Durante el período de permanencia en el líquido amniótico la molécula quelada tiene mayor riesgo de disociarse y liberar el ión potencialmente tóxico de gadolinio. No está claro el impacto de estos iones libres de gadolinio sobre el desarrollo del feto.

Si es necesario administrar contraste a una paciente durante el período de lactancia, ésta debe ser suspendida durante 24 horas.

## LESIONES TÉRMICAS

**E**l uso de antenas de RF, aparatos eléctricos y objetos externos hechos de material eléctrico conductor (electrodos, cables, etc.) puede producir quemaduras en pacientes sometidos a estudios de RM.

Los materiales eléctricos conductivos, electrodos y cables que no puedan ser retirados del paciente deben ser vigilados y se procurará colocar aislantes entre el material conductor y el paciente. Se debe evitar que los cables se crucen, estén enrollados o contacten con la bobina de RF. En equipos de alto campo se debe evitar el contacto del paciente con la pared interna del imán. Se puede utilizar material no conductor para evitar este contacto.

Los pacientes con grapas o suturas metálicas no ferromagnéticas en la piel pueden ser examinados si estos implantes no se encuentran dentro del área anatómica en estudio.

Los pacientes portadores de materiales eléctricos conductivos largos, como catéteres de Swan-Ganz o de Foley, deben ser considerados de alto riesgo si se va a utilizar la antena de cuerpo para transmitir RF al área anatómica en la que se localice el material, especialmente en equipos de alto campo y si se utilizan secuencias que depositan alta RF.

Algunos parches o reservorios de medicación contienen zonas metálicas que pueden producir lesiones térmicas. Dado que su funcionamiento se puede ver además alterado, es importante tratar con el médico petionario la posibilidad de quitar el reservorio para realizar la prueba.

Existen unas recomendaciones, disponibles en la página web [www.imrser.org](http://www.imrser.org), para prevenir el excesivo calor y las quemaduras asociadas a la realización de exploraciones de RM.

## PRÓTESIS Y MATERIALES BIOMÉDICOS

**A**lgunos materiales biomédicos y prótesis pueden ser peligrosos para los individuos bajo la acción de la RM<sup>6,7</sup>. Muchos materiales han sido probados para acreditar aspectos de seguridad en RM. La información relativa a estos materiales se puede obtener en artículos, libros y en la página de internet [www.MRIsafety.com](http://www.MRIsafety.com).

Es importante hacer notar que un material seguro en unas condiciones determinadas de RM puede no serlo en condiciones «extremas» (campos magnéticos altos, mayor nivel de potencia de RF, altos gradientes y bobinas de transmisión de RF). La mayoría de las pruebas que se habían realizado se hicieron con campos de 1,5 T o menores, pero un material considerado débilmente ferromagnético para un campo de 1,5 T puede mostrar interacciones importantes con campos magnéticos superiores. Cada vez hay más referencias sobre materiales probados para campos de 3 T.

## Clips aneurismáticos cerebrales

Si no está claro que el paciente sea portador de un clip aneurismático cerebral, se debe realizar una radiografía simple o evaluar un estudio previo, si hay, de TC o RM. Si es portador del clip no debe realizarse el estudio de RM hasta que se tenga constancia escrita de la compatibilidad del material<sup>8</sup>.

La existencia de un estudio previo de RM sin problemas en un paciente portador de un clip aneurismático u otro implante no es suficiente para asegurar su compatibilidad o seguridad<sup>1</sup>. Pueden existir variaciones en el campo magnético, en los gradientes, en la orientación espacial del clip aneurismático respecto al campo magnético o en otras variables imposibles de controlar o reproducir.

### Prótesis valvulares cardíacas y anillos de anuloplastia

La mayoría muestran leve atracción o rotación por efecto del campo magnético, pero este efecto es muy inferior a la fuerza a la que se ven sometidas por el corazón, por lo que la realización de una exploración de RM se considera segura ante cualquier válvula cardíaca o anillo de anuloplastia testado hasta el momento (prácticamente todos los actuales ya han sido valorados favorablemente), tanto para equipos de 1,5 T como de 3 T<sup>9, 10</sup>.

### Coils, filtros y stents

Existe gran variedad y la gran mayoría están hechos de material metálico (platino, titanio, acero inoxidable o nitinol), que generalmente no es magnético o es débilmente ferromagnético sometido a campos de 1,5 T o menores. Los pacientes con *coils*, filtros o *stents* sin interacción con el campo magnético pueden ser estudiados inmediatamente tras su colocación. Sin embargo, si el material es débilmente ferromagnético, es recomendable esperar entre seis y ocho semanas tras su colocación para realizar la exploración de RM<sup>11</sup>.

### Marcapasos y desfibriladores implantados

La presencia de marcapasos es una contraindicación clásica para realizar un estudio de RM. Sin embargo, en publicaciones recientes se presentan series reducidas de pacientes con nuevos marcapasos a demanda que fueron sometidos a exploraciones de RM sin problemas para el paciente ni para el marcapasos. La decisión de llevar a cabo un examen de RM en tales pacientes debe basarse en una selección caso por caso bajo la estricta supervisión de radiólogos y cardiólogos expertos<sup>12</sup>.

### Neuroestimuladores cerebrales

Cada vez más utilizados en el tratamiento de trastornos del movimiento que no responden a medicación, la necesidad de estudiar a pacientes portadores de neuroestimuladores puede derivarse de complicaciones neurológicas (infarto, hemorragia, etc.) o de resultados terapéuticos subóptimos (comprobación de la localización de los electrodos). El principal problema de seguridad está relacionado con el calentamiento de los electrodos debido a las corrientes inducidas por la radiofrecuencia. Estos pacientes pueden ser estudiados con RM siguiendo las recomendaciones del fabricante y la guía de seguridad para neuroestimuladores<sup>13, 14</sup>. Es preciso resaltar que en estos estudios se debe utilizar la antena de cabeza para la transmisión y recepción de RF y no la antena de cuerpo ni una antena de cabeza únicamente para la recepción ni antenas neurovasculares que se extiendan a la zona del tórax.

## TATUAJE Y MAQUILLAJE PERMANENTE

Éste es un apartado controvertido en la seguridad de la RM. Los problemas causados por estos tatuajes se deben al uso de óxido de hierro u otros pigmentos que contienen metales. Aunque se puede producir enrojecimiento de piel, edema o quemaduras leves, el riesgo de no realizar el estudio de RM es considerado mayor que el derivado de las complicaciones por ser portador de tatuajes o maquillaje permanente<sup>15, 16</sup>. El radiólogo debe informar al paciente de los riesgos y se pueden tomar algunas precauciones en caso de tatuajes grandes, como colocar una compresa fría o hielo sobre el tatuaje durante la exploración.

## SEGURIDAD EN RESONANCIA MAGNÉTICA PEDIÁTRICA

Los métodos de sedación de los pacientes pediátricos varían en cada centro y deben seguir unas guías apropiadas para la edad y patología del paciente. Han de existir monitores compatibles con el campo magnético y equipos de resucitación. Es recomendable la monitorización visual del paciente durante la prueba, por ejemplo con cámara de televisión. En neonatos y niños pequeños es necesario prestar atención a la temperatura corporal y a los signos vitales.

Se debe evitar la presencia de peluches, almohadas y otros objetos traídos de casa por los niños en la sala de exploración, pues pueden suponer riesgo para la seguridad. Los familiares o acompañantes que vayan a permanecer en la sala de exploración deben pasar un examen de seguridad igual al de los pacientes.

## SEGURIDAD EN LA UTILIZACIÓN DE CONTRASTES PARAMAGNÉTICOS

Las reacciones alérgicas al gadolinio son más frecuentes en pacientes que han tenido una reacción alérgica previa a este contraste.

Los pacientes con asma, con antecedentes de alergia a contrastes iodados o con historia de alergias tienen un riesgo discretamente incrementado de tener una reacción adversa al gadolinio. Estos pacientes podrían ser premedicados con corticoides y ocasionalmente con antihistamínicos.

## PROTECCIÓN CONTRA EL RUIDO

En general el ruido es problemático solamente en equipos con campo superior a 0,5 T o durante la aplicación de secuencias con campos de visión pequeños, fino espesor de corte, tiempo de repetición (TR) corto y tiempo de eco (TE) corto. En estos casos se debe ofrecer y tratar de convencer a los pacientes de utilizar protección auditiva (tapones y auriculares)<sup>17</sup>.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Kanal E, Borgstede JP, Barkovich AJ, y cols. American College of Radiology White Paper on MR Safety: 2004 update and revisions. *AJR*. 2004; 182: 1111-1114.
2. Jarvik JG, Ramsey S. Radiographic screening for orbital foreign bodies prior to MR imaging: is it worth it? *Am J Neuroradiol*. 2000; 21: 245-247.
3. Seidenwurm DJ, McDonnell CH 3<sup>rd</sup>, Raghavan N, Breslau J. Cost utility analysis of radiographic screening for an orbital foreign body before MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2000; 21: 426-433.
4. Kanal E, Guillen J, Evans JA, SAvitz DA, Shellock FG. Survey of reproductive health among female MR workers. *Radiology*. 1993; 187: 395-399.
5. Colleti PM. Magnetic resonance procedures and pregnancy. En: Shellock FG, editor. *Magnetic resonance procedures: health effects and safety*. Boca Raton, Fla: CRC; 2001. p. 149-182.
6. Sawyer-Glover A, Shellock FG. Pre-MRI procedure screening: Recommendations and safety considerations for biomedical implants and devices. *J Magn Reson Imaging*. 2000; 12: 92-106.
7. Shellock FG, Crues JV. MR procedures: biologic effects, safety and patient care. *Radiology*. 2004; 232: 635-652.
8. Kannal E, Shellock FG, Lewin JS. Aneurysm clip testing for ferromagnetic properties: clip variability issues. *Radiology*. 1996; 200: 576-578.
9. Shellock FG. Prosthetic heart valves and anuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, and artefacts at 1.5 tesla. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2001; 3: 317-324.
10. Shellock FG. Biomedical implants and devices: assessment of magnetic field interactions with a 3-Tesla MR system. *J Magn Reson Imaging*. 2002; 16: 721-732.
11. Shellock FG, Shellock VJ. Stents: evaluation of MRI safety. *AJR AM J Roentgenol*. 1999; 173: 543-546.
12. Loewy J, Loewy A, Kendall EJ. Reconsideration of pacemakers and MR imaging. *Radiographics*. 2004; 24: 1257-1267.
13. Rezaei AR, Baker KB, Tkach JA, y cols. Is Magnetic Resonance Imaging safe for patients with neurostimulation system used for deep brain stimulation? *Neurosurgery*. 2005; 57: 1056-1062.
14. Baker KB, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, y cols. Neurostimulation Systems: Assessment of magnetic field interactions associated with 1.5 and 3 Tesla MR systems. *J Magn Reson Imaging*. 2005; 21: 72-77.
15. US Food and Drug Administration, Center for Food Safety and Applied Nutrition. Office of Cosmetics and Colors fact sheet: tattoos and permanent makeup. Rockville, Md: US Food and Drug Administration; 2000.
16. Tope WD, Shellock FG. Magnetic Resonance Imaging and permanent cosmetics (Tattoos): survey of complications and adverse events. *J Magn Reson Imaging*. 2002; 15: 180-184.
17. McJury M, Shellock FG. Acoustic noise and MR procedures: a review. *J Magn Reson Imaging*. 2000; 12: 37-45.



# Terminología en resonancia magnética.

## Siglas y acrónimos

Caída de la inducción libre	FID	Secuencias en fase	
T2*	T2*	Secuencias en fase opuesta	
Tiempo de repetición	TR	Gradientes de difusión	
Tiempo de eco	TE	Artefacto por desplazamiento químico	
Tiempo de inversión	TI	Artefacto por susceptibilidad magnética	
Espín (no confundir con protón)		Artefacto de truncación	
Vóxel		Artefacto en anillo	
Píxel		Artefacto de solapamiento ( <i>aliasing, fold over</i> )	
Matriz		Artefacto por entrada de flujo	
Número de codificaciones de fase	Ny	Artefacto por pulsación por flujo	
Número de codificaciones de frecuencia	Nx	Espectroscopia	
Tiempo de muestreo o tiempo de lectura del eco		Perfusión	
Campo de visión o campo de medición	FOV	Tiempo al pico	TP
Campo de visión rectangular	rFOV	Volumen sanguíneo cerebral	VSC
Ancho de banda de recepción	rBW	Flujo sanguíneo cerebral	FSC
Factor de aceleración en secuencias rápidas		Tiempo de tránsito medio	TTM
Ángulo de inclinación del vector de magnetización		Movimiento de precesión	
Espacio K		Magnetización neta	
Antena de cuadratura		Pulsos de radiofrecuencia	
Antena de superficie		Excitación nuclear	
Antena multicanal ( <i>phase-array</i> )		Relajación nuclear	
Relación señal/ruido	S/R	Relajación longitudinal	
Relación contraste/ruido	C/R	Relajación transversal	
Tiempo de adquisición	TA	Curva T2	
Eco de espín	ES	Curva T2*	
Eco de gradiente	EG	Efecto T2	
Secuencias ES rápidas		Efecto T2*	
Secuencia ecoplanar	EPI	Número de adquisiciones	NEX
Adquisición <i>half Fourier</i> o Fourier parcial	HF	Transformada de Fourier	FT
Técnicas de adquisición en paralelo	TAP	Vector de magnetización Mz	
Secuencias potenciadas en T1		Región de interés	ROI
Secuencias potenciadas en T2		Tesla	T
Secuencias potenciadas en densidad protónica		Codificación de la velocidad	VENC
Secuencias con saturación espectral de la grasa	Fat Sat		
Secuencias de inversión-recuperación con T1 corto	STIR		
Secuencias TOF			
Secuencias de contraste de fase			

Las siglas y acrónimos se pueden mantener en el idioma original. Por ejemplo: en un texto en castellano es correcto poner ES por eco de espín o FOV por campo de visión.



# Preguntas de la monografía

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 1

### 1.1. ¿Cuál de las siguientes afirmaciones es verdadera?

- a) Las líneas de campo eléctrico no pasan nunca por las cargas que las generan.
- b) Las líneas de campo magnético parten de las cargas que las generan, independientemente del signo que tengan.
- c) El campo magnético y el vector velocidad de las partículas que lo generan son siempre paralelos.
- d) El campo electromagnético que genera una carga en movimiento está formado por un campo magnético y un campo eléctrico perpendiculares entre sí.
- e) El dipolo magnético está asociado al campo eléctrico.

### 1.2. La radiación electromagnética...

- a) Tiene una longitud de onda constante, independientemente de cuál sea su frecuencia.
- b) Se propaga a velocidades diferentes según sea su frecuencia.
- c) No puede propagarse en el vacío.
- d) Abarca un espectro de frecuencias que va desde unos pocos Hz hasta  $10^{24}$  Hz.
- e) Recibe diferentes nombres atendiendo a su frecuencia y la de mayor frecuencia es la de radiofrecuencia.

### 1.3. El núcleo de hidrógeno...

- a) Carece de momento magnético en ausencia de un campo magnético externo.
- b) Posee espín de valor  $s = 1/2$ , magnitud que puede ser explicada con las leyes de la mecánica clásica.
- c) Tiene espín de valor  $s = 1/2$  y en presencia de un campo magnético externo el vector momento magnético  $\mu$  siempre se dispone paralelo a él.
- d) En presencia de un campo magnético externo ve alterada su energía.
- e) Presenta un desdoblamiento de su energía en presencia de un campo magnético externo. El estado de mayor energía es aquel en el que el momento magnético se dispone paralelo al campo magnético externo.

### 1.4. ¿Qué le ocurre al vector de magnetización $\mathbf{M}$ en presencia de un campo magnético externo?

- a) Su valor es mayor cuanto mayor sea la temperatura.
- b) Su valor es independiente de la densidad de espines, pero es mayor cuanto mayor sea la intensidad del campo magnético externo.
- c) Su valor es independiente de la intensidad del campo magnético externo, pero es mayor cuanto mayor sea la densidad de espines.
- d) Se puede disponer paralelo o antiparalelo al campo magnético externo aplicado.
- e) Su valor depende de la temperatura, de la intensidad del campo magnético aplicado y de la densidad de espines.

### 1.5. ¿Qué sucede con el vector de magnetización $\mathbf{M}$ cuando además de un campo magnético estático $\mathbf{B}$ se aplica un pulso de radiofrecuencia (RF) con frecuencia $n$ igual a la de Larmor?

- a) La dirección del vector de magnetización no varía, pero su magnitud aumenta debido a la componente magnética del pulso de RF.
- b) El vector de magnetización realiza un movimiento de precesión en torno a la dirección de la componente magnética del pulso de RF.
- c) Para explicar lo que sucede es necesario utilizar un sistema de referencia rotatorio, en el cual el vector de magnetización realiza un movimiento de precesión.
- d) El vector de magnetización se aleja de su posición de equilibrio a la vez que precesa en torno al campo magnético estático  $\mathbf{B}$  con una frecuencia  $\nu$ .
- e) El vector de magnetización se separa de su posición de equilibrio un ángulo  $\alpha$ , dependiente únicamente de la intensidad del pulso de RF.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 2

### 2.1. ¿Qué es la magnetita?

- a) Un electroimán descubierto en Magnesia.
- b) Un material ferromagnético que descubrió Faraday cuando lo acercó a una corriente eléctrica.
- c) Se denomina magnetita a cualquier material capaz de generar un campo magnético.
- d) Un material ferromagnético descubierto hace miles de años que puede encontrarse en la naturaleza.
- e) El material con el que están hechos los imanes de los equipos de RM.

### 2.2. ¿Qué ventajas presentan los imanes superconductores frente a los otros tipos de imanes?

- a) Son más estables, siempre y cuando se utilicen corrientes continuas.
- b) Su mantenimiento es el más sencillo debido a que no disipan calor.
- c) Su coste económico es menor.
- d) Permiten obtener campos magnéticos de intensidades mayores.
- e) Aunque no permiten obtener campos magnéticos de intensidades altas, los campos magnéticos que se generan son muy estables y homogéneos.

### 2.3. ¿Qué determina un gradiente de campo magnético?

- a) La intensidad del campo magnético en cada punto del espacio y en cada instante de tiempo, respectivamente.
- b) La intensidad del campo magnético en un punto del espacio.
- c) La intensidad del campo magnético en un instante de tiempo.
- d) La variación del campo magnético con la posición.
- e) Campos magnéticos estáticos pero muy débiles.

### 2.4. ¿Cuál de las afirmaciones siguientes relativas a los gradientes magnéticos es verdadera?

- a) Los gradientes magnéticos están activos siempre que el equipo está en funcionamiento.
- b) Los gradientes magnéticos son campos magnéticos que varían con el tiempo.
- c) Para obtener cortes axiales se aplica un gradiente magnético  $G_z$ , es decir, un gradiente magnético en la dirección del campo magnético estático **B**.
- d) Para generar gradientes magnéticos pueden utilizarse imanes permanentes, resistivos o superconductivos.
- e) Los gradientes magnéticos se utilizan para excitar los núcleos de hidrógeno provocándoles una transición del nivel energético paralelo al nivel energético antiparalelo al campo magnético estático **B**.

### 2.5. ¿Qué tipo de antena es necesario utilizar para emplear la técnica de adquisición en paralelo?

- a) Una antena de volumen.
- b) Sería suficiente utilizar la antena de cuerpo.
- c) Si el paciente es delgado, una antena de superficie.
- d) Es imprescindible utilizar una antena *phased array*.
- e) Cualquier antena.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 3

### 3.1. La ley de Larmor ( $f_p = \gamma B_0$ ) relaciona...

- a) La duración de la secuencia con la señal obtenida.
- b) La intensidad del campo magnético con el depósito calórico del pulso de RF.
- c) La intensidad del campo magnético con la frecuencia de precesión atómica.
- d) La frecuencia de pulsos necesaria para cada intensidad de campo magnético.
- e) El número de pulsos de radiofrecuencia y el tiempo de adquisición.

### 3.2. Una secuencia estándar (espín eco) potenciada en T1 debe tener...

- a) Un TR corto y un TE corto.
- b) Un TR corto y un TE largo.
- c) Un TR largo y un TE largo.
- d) Un TR largo y un TE corto.
- e) Un TR largo y un TE intermedio.

### 3.3. El T2\* es:

- a) Una variedad de T2, pero más importante.
- b) El resultado de la caída libre de la inducción tras un pulso refasador de 180°.
- c) El valor T2 sin tener en cuenta ningún otro parámetro de secuencia.
- d) El resultado de la caída libre de la inducción sin tener en cuenta la falta de homogeneidad del campo magnético.
- e) El valor de T2/T1.

### 3.4. La relajación longitudinal es...

- a) El tiempo que tarda la magnetización longitudinal en desaparecer.
- b) El tiempo en el que la magnetización transversal se recupera.
- c) La diferencia entre el T1 y el T2 de un tejido.
- d) Está representada por el T2.
- e) El tiempo que tardan los espines en ceder la energía que han recibido mediante el pulso de RF al medio.

### 3.5. El agua libre del organismo tiene un valor T1 largo porque...

- a) Consta de pocas moléculas, lo que facilita el intercambio energético.
- b) Consta de muchas moléculas, muy móviles, lo que dificulta el intercambio energético.
- c) Sus moléculas están muy trabadas en el líquido, con lo que la interacción espín-espín es muy intensa.
- d) Sus moléculas son muy móviles, hecho que facilita mucho la interacción espín-red o plasman.
- e) El agua libre tiene poca movilidad.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 4

### 4.1. ¿Qué respuesta es cierta en la selección del plano tomográfico?

- a) Se selecciona en la excitación nuclear.
- b) Su grosor viene determinado por la BW del receptor.
- c) Se puede disminuir su grosor disminuyendo la frecuencia de la portadora.
- d) El valor del gradiente de selección del plano depende del campo magnético en el que se realiza la exploración.
- e) El ancho de banda de la portadora no influye sobre el grosor del plano una vez fijado el gradiente de selección.

### 4.2. El gradiente de codificación de fase...

- a) Está activo durante toda la relajación nuclear.
- b) Actúa tantas veces como se indique en la dimensión de fase.
- c) En cada codificación logra un desfase por filas perpendiculares porque está aplicado durante tiempos distintos.
- d) Es bipolar.
- e) Son ciertas b y c.

### 4.3. Sobre la codificación de frecuencias...

- a) El valor del gradiente de codificación de frecuencia depende del valor del gradiente de codificación de fase.
- b) Los dos lóbulos del gradiente están activos mientras se recoge el eco.
- c) El lóbulo de desfase y el de lectura están aplicados durante el mismo tiempo.
- d) Justo al iniciarse la apertura del receptor tan sólo se recogen las señales de las columnas del extremo del FOV.
- e) La duración del gradiente de codificación de frecuencia es independiente del valor de codificación de fase.

### 4.4. Respecto a la recogida de la señal, ¿qué afirmación es correcta?

- a) La señal que se digitaliza es el eco recogido en la antena sin modificar.
- b) La máxima señal del eco se obtiene justamente al iniciarse la apertura del receptor.
- c) El intervalo de muestreo se fija al fijar la BW del receptor.
- d) El espacio de datos tiene dimensiones de tiempos.
- e) Son ciertas c y d.

### 4.5. En la construcción de la imagen...

- a) El intervalo de muestreo de la señal ( $\Delta t_m$ ) es idéntico al intervalo entre dos columnas del espacio K ( $\Delta k_x$ ).
- b) A cada punto en la matriz del espacio K ( $k_x, k_y$ ) le corresponde una posición (x, y) en la matriz de píxeles de la imagen.
- c) Las frecuencias espaciales altas en la codificación de fase se sitúan en la parte periférica del espacio K (x).
- d) El intervalo entre valores del espacio K en la dirección de frecuencia ( $\Delta k_x$ ) está relacionado con el FOV en la dirección de fase.
- e) La resolución espacial de la imagen depende básicamente de las codificaciones de fase baja.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 5

### 5.1. En el espacio K, el espaciado entre los puntos gobierna directamente...

- a) La resolución espacial.
- b) La resolución temporal.
- c) El tamaño del píxel.
- d) El contraste.
- e) El campo de visión.

### 5.2. Para un campo de visión fijo...

- a) El tamaño del píxel producido por un espacio K de tamaño  $512 \times 512$  es cuatro veces más pequeño en cada dirección que el producido por un espacio K de tamaño  $128 \times 128$ .
- b) El tamaño del píxel producido por un espacio K de tamaño  $512 \times 512$  es cuatro veces más grande en cada dirección que el producido por un espacio K de tamaño  $128 \times 128$ .
- c) El tamaño del píxel producido por un espacio K de tamaño  $256 \times 256$  es cuatro veces más pequeño en cada dirección que el producido por un espacio K de tamaño  $128 \times 128$ .
- d) El tamaño del píxel producido por un espacio K de tamaño  $256 \times 256$  es cuatro veces más grande en cada dirección que el producido por un espacio K de tamaño  $128 \times 128$ .
- e) El tamaño del píxel producido por un espacio K de tamaño  $512 \times 512$  es exactamente igual que el producido por un espacio K de tamaño  $128 \times 128$ .

### 5.3. La mayoría de secuencias de RM que se utilizan actualmente en la rutina clínica se basan en...

- a) Trayectorias espirales en el espacio K.
- b) Muestreos aleatorios del espacio K.
- c) Trayectorias radiales en el espacio K.
- d) Muestreos rectilíneos del espacio K.
- e) Trayectorias senoidales, con origen en el centro del espacio K.

### 5.4. El solapamiento (también conocido como *fold-over* o *aliasing*) se puede prevenir...

- a) Aumentando el espaciado entre codificaciones de fase.
- b) Aumentando la resolución espacial de la imagen.
- c) Aumentando el FOV.
- d) Aumentando la intensidad del campo magnético.
- e) Aumentando el salario de los técnicos.

### 5.5. La aplicación de un pulso de refase de $180^\circ$ ...

- a) Proporciona una trayectoria rectilínea.
- b) Invierte la fase.
- c) Crea una trayectoria radial.
- d) Equivale a un gradiente constante.
- e) No tiene efecto alguno en la trayectoria descrita en el espacio K.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 6

### 6.1. ¿Qué representa el tiempo de eco efectivo en una secuencia TSE?

- a) El tiempo entre el pulso de excitación y el primer pulso de  $180^\circ$ .
- b) El tiempo entre dos pulsos de  $180^\circ$ .
- c) El tiempo entre dos pulsos de  $90^\circ$ .
- d) El tiempo que utiliza la secuencia para rellenar todo el espacio K.
- e) El tiempo entre el pulso de  $90^\circ$  y los ecos que rellenan el segmento central del espacio K.

### 6.2. ¿Cuál es la clave que permite reducir el tiempo de adquisición de las secuencias eco de gradiente frente a las secuencias eco de espín?

- a) Utiliza más pulsos de  $180^\circ$  para adquirir distintas líneas del espacio K.
- b) Permite un muestreo diferente del espacio K.
- c) No necesita aplicar pulsos de excitación para adquirir la señal.
- d) La secuencia EG es igual de rápida que la secuencia ES, pero permite adquirir un contraste  $T2^*$  en lugar de  $T2$ .
- e) No utiliza pulsos de  $180^\circ$  para obtener los ecos de la imagen.

### 6.3. ¿Cuál es el motivo por el que las secuencias TSE son más rápidas de las secuencias ES convencionales?

- a) La secuencia TSE utiliza los gradientes para obtener los ecos de una forma más eficiente.
- b) La secuencia TSE necesita menos promediados de la señal, haciendo que la adquisición pueda ser más rápida fijando un determinado nivel de relación señal/ruido.
- c) La secuencia TSE utilizan menos codificaciones de fase que las secuencia ES convencional.
- d) La secuencia TSE no es más rápida que la secuencia ES convencional; únicamente permite adquirir varios ecos para adquirir imágenes con diferentes ponderaciones.
- e) Utilizan varios pulsos de  $180^\circ$  para adquirir distintas líneas del espacio K en un mismo TR.

### 6.4. Las secuencia STIR se utiliza preferentemente para:

- a) Anular selectivamente la señal de la grasa.
- b) Anular selectivamente la señal del agua.
- c) Adquirir la señal de una forma más eficiente.
- d) Es un de los modos de reconstrucción de las imágenes IR.
- e) Atenuar la señal de los tejidos con un T1 corto.

---

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 7

---

### 7.1. ¿Cómo se consigue aumentar la S/R en una imagen de RM?

- a) Aumentando el TE.
- b) Aumentando el TR.
- c) Disminuyendo el grosor de corte.
- d) Disminuyendo el FOV.
- e) Disminuyendo el número de codificaciones de fase.

### 7.2. ¿En una imagen de RM cómo conseguimos mejorar la resolución?

- a) Aumentando el grosor de corte.
- b) Disminuyendo la matriz.
- c) Disminuyendo el FOV.
- d) Disminuyendo el número de codificaciones de fase.
- e) Disminuyendo el número de adquisiciones o excitaciones.

### 7.3. ¿Cómo se puede disminuir el TA de una imagen de RM sin que su resolución se vea afectada?

- a) Utilizando un FOV rectangular.
- b) Aumentando el número de codificaciones de fase.
- c) Aumentando el TR.
- d) Aumentando el número de adquisiciones o excitaciones.
- e) Aumentando el TE.

### 7.4. De todos estos parámetros enumerados, ¿cuál influye en la relación C/R?

- a) Número de codificaciones de fase.
- b) Banda de recepción.
- c) Tiempo de relajación T2 de los tejidos.
- d) Número de codificaciones de frecuencia.
- e) Grosor de corte.

### 7.5. ¿Cómo se puede mejorar la S/R sin aumentar el TA?

- a) Disminuyendo el FOV.
- b) Disminuyendo el grosor de corte.
- c) Aumentando el TR.
- d) Aumentado el FOV.
- e) Aumentando el número de adquisiciones o excitaciones.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 8

**8.1. La presente imagen corresponde a un paciente que nos fue remitido para descartar un proceso infeccioso intracraneal secundario a una otomastoiditis aguda. De ella se puede decir que:**

- No se aprecia ninguna alteración, salvo los cambios propios de una otomastoiditis.
- Se observan en ambos lóbulos temporales alteraciones en la imagen que corresponden a artefactos por susceptibilidad magnética.
- Se observan alteraciones en ambos lóbulos temporales, pero especialmente en el lóbulo temporal derecho, por el artefacto de Gibbs.
- Se observa el artefacto de envoltura *aliasing* en ambos lóbulos temporales.
- El paciente tiene un área de encefalitis hemorrágica.



**8.2. El artefacto del ángulo mágico es propio de...**

- Las secuencias de eco de gradiente cuando utilizan un pulso de radiofrecuencia de  $55^\circ$ .
- Las imágenes con TE largo de los tendones u otras estructuras con colágeno que estén dispuestas espacialmente formando un ángulo de  $55^\circ$  respecto al eje del campo magnético.
- Las imágenes con TE corto de los tendones u otras estructuras con colágeno que estén dispuestas espacialmente formando un ángulo de  $55^\circ$  respecto al eje del campo magnético.
- Las imágenes de los tendones u otras estructuras con colágeno que estén dispuestas espacialmente formando un ángulo de  $55^\circ$  respecto al eje del campo magnético, independientemente de la potenciación de la secuencia.
- Los ligamentos, pero no de los tendones.

**8.3. En una imagen que tenemos ante nosotros en el monitor de la resonancia reconocemos un artefacto de Gibbs. ¿Cómo es posible reducirlo?**

- Aumentando el número de codificaciones de fase.
- Aumentando el número de codificaciones de frecuencia.
- Acortando el TR.
- Alargando el TR.
- Alargando el TE.

**8.4. La hiperintensidad de las estructuras vasculares en el artefacto de entrada de flujo...**

- Puede diferenciarse de un trombo porque su señal se mantiene igual en todos los cortes en las secuencias de eco del espín.
- Puede diferenciarse de un trombo porque su señal se mantiene igual en todos los cortes en las secuencias de eco de gradiente 2D.
- Puede diferenciarse de un trombo porque su señal disminuye progresivamente en los cortes de las secuencias de eco del espín.
- Puede diferenciarse de un trombo porque su señal disminuye progresivamente en los cortes de las secuencias de eco de gradiente 2D.
- Tiene el mismo comportamiento en todos los cortes de la secuencia, independientemente de cuál sea ésta.

**8.5. El artefacto del contorno negro...**

- Se debe a un fenómeno de susceptibilidad magnética por depósito de hemosiderina.
- Se debe a un fenómeno de susceptibilidad magnética por desplazamiento químico.
- Se debe a un desplazamiento químico en las secuencias eco del espín.
- Se debe a un fenómeno de desplazamiento químico en el eje de la frecuencia.
- Se observa a veces en las secuencias de eco de gradiente por un fenómeno de desplazamiento químico.

---

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 9

---

**9.1. Para el diagnóstico de un lipoma en el músculo hay que utilizar una de las siguientes secuencias:**

- a) SPIR (FAT-SAT).
- b) STIR.
- c) Fuera de fase.
- d) ES T1.
- e) ES T2.

**9.2. Ante una lesión ovárica que es hiperintensa en T1, ¿qué técnica hay que utilizar para un diagnóstico correcto?**

- a) SPIR (FAT-SAT).
- b) STIR.
- c) Fuera de fase.
- d) ES T1.
- e) ES T2.

**9.3. La melanina es hipointensa en una secuencia STIR...**

- a) Sí.
- b) No.
- c) Depende de su concentración.
- d) Siempre es hiperintensa en STIR.
- e) Se debe emplear una secuencia STIR-turbo.

**9.4. Para anular completamente la grasa, tanto madura como la que coexiste con agua, ¿qué secuencia hay que emplear?**

- a) SPIR (FAT-SAT).
- b) STIR.
- c) Fuera de fase.
- d) SPIR-EG (fuera de fase).
- e) Secuencia de excitación selectiva de agua.

**9.5. La secuencia de excitación selectiva de agua...**

- a) No necesita aplicar un *autoshimming*.
- b) Tiene gran utilidad en las secuencias postcontraste.
- c) Debe realizarse con un TE en fuera de fase.
- d) No es útil en las secuencias 3D.
- e) Debe potenciarse en densidad protónica.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 10

---

### 10.1. Seleccione la respuesta correcta:

- a) La sangre siempre presenta propiedades diamagnéticas.
- b) Para saturar la magnetización longitudinal de la sangre se necesitan valores de TR mayores de 1.000 ms.
- c) La sangre intravascular tiene tiempos de relajación T1 y T2 largos.
- d) En angiografía sólo se puede utilizar como contraste intravenoso algún agente de contraste intravascular.
- e) Los agentes de contraste intravasculares son de bajo peso molecular.

### 10.2. Seleccione la respuesta correcta respecto a las imágenes en sangre negra:

- a) El vacío de señal aparece exclusivamente con secuencias eco de gradiente.
- b) El vacío de señal aparece cuando no hay sangre en el corte.
- c) Cuanto menor sea el TE, más negro aparecerá el vaso.
- d) La sangre no genera señal si abandona el corte entre el pulso de 90° y el de 180°.
- e) La imagen en sangre negra necesita siempre sincronización cardíaca.

### 10.3. Respecto al realce de flujo, seleccione la respuesta correcta:

- a) El realce de flujo aparece cuando entra sangre saturada en el corte.
- b) El efecto de realce de flujo es más acusado con secuencias eco de gradiente.
- c) El realce de flujo aparece exclusivamente en venas.
- d) Los gradientes de compensación de flujo corrigen los artefactos de turbulencia.
- e) Los gradientes de compensación de flujo no afectan a la duración de la secuencia.

### 10.4. Seleccione la respuesta correcta:

- a) En la imagen TOF se distingue el flujo arterial del venoso solamente si se utilizan bandas de saturación.
- b) Para la imagen TOF se pueden usar tanto secuencias eco de espín como eco de gradiente.
- c) Las secuencias *balanced* ofrecen un contraste muy potenciado en T1.
- d) Para obtener imágenes de contraste de fase sin cuantificación de flujo no es necesario predeterminedar la velocidad del flujo en la secuencia.
- e) No se puede combinar la adquisición de imagen en paralelo con la cuantificación de flujo.

### 10.5. Respecto a la RM con contraste, seleccione la respuesta correcta:

- a) Si la parte central de la embolada de gadolinio no coincide con las líneas centrales del espacio K, se produce un artefacto en anillo.
- b) La RM con contraste no permite la adquisición de grandes FOV.
- c) La sincronización de la inyección de gadolinio con la secuencia basándose en la condición física del paciente es muy fiable.
- d) CENTRA es un *software* de postproceso que permite visualizar mejor las arterias.
- e) Si falla la sincronización entre embolada y secuencia, se puede repetir la adquisición inmediatamente y obtener de nuevo imagen arterial.

---

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 11

---

### 11.1. ¿Qué aprovechan las técnicas de adquisición en paralelo para reducir los tiempos de adquisición de las imágenes por resonancia magnética?

- a) La reducción de los tiempos de conmutación de los gradientes para rellenar más rápido el espacio K de la imagen.
- b) Utilizan menos pulsos de radiofrecuencia para reducir el tiempo de adquisición.
- c) Rellenan el espacio K de una forma más eficiente, permitiendo así reducir el tiempo de adquisición.
- d) Las técnicas de adquisición en paralelo no reducen el tiempo de adquisición; solamente se utilizan para mejorar la calidad de la imagen.
- e) Aprovechan la información de los diagramas de radiación de las bobinas para reducir el número de codificaciones de fase.

### 11.2. Teóricamente, ¿cuál es el factor que limita la capacidad de aceleración de las técnicas de adquisición en paralelo?

- a) La velocidad de conmutación de los gradientes de campo.
- b) El número de pulsos de radiofrecuencia que se utilizan para adquirir los datos de la imagen.
- c) El tipo de muestreo con el que se rellena el espacio K de la imagen.
- d) Las técnicas de adquisición en paralelo no reducen el tiempo de adquisición; solamente se utilizan para mejorar la calidad de la imagen.
- e) El número de elementos de las bobinas *phased array*.

### 11.3. ¿Cuál es la diferencia principal entre las dos familias de técnicas de adquisición en paralelo?

- a) El tipo de información que aprovechan para reducir el tiempo de adquisición de las imágenes.
- b) El tipo de antenas que cada una de las familias emplea para adquirir la información.
- c) La forma de rellenar el espacio K de la imagen.
- d) Solamente existe una familia de técnicas de adquisición en paralelo.
- e) El dominio en el que cada una de las familias trabaja para reconstruir la imagen final.

### 11.4. ¿Cuál es la desventaja de la técnica SMASH frente a la técnica auto-SMASH?

- a) SMASH necesita hacer la transformada de Fourier de los datos adquiridos para reconstruir la imagen.
- b) SMASH necesita adquirir mayor número de codificaciones de fase para reconstruir la imagen.
- c) Los datos adquiridos con la técnica SMASH tienen más ruido que los adquiridos con la técnica auto-SMASH.
- d) No hay ninguna desventaja; ambas técnicas son equivalentes.
- e) SMASH necesita estimar los mapas de sensibilidad de las bobinas para reconstruir la imagen.

### 11.5. ¿Cuál de estas afirmaciones no es correcta?

- a) La técnica SENSE utiliza imágenes con artefactos de solapamiento para reconstruir la imagen final.
- b) Las técnicas de adquisición en paralelo se pueden combinar con cualquier tipo de secuencia.
- c) La técnica SMASH se basa en la simulación de armónicos del espacio K de la imagen.
- d) Las imágenes adquiridas con SENSE muestran una fuerte amplificación del ruido en el centro de la imagen para factores de aceleración altos.
- e) Las técnicas de adquisición en paralelo no disminuyen la relación señal a ruido.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 12

### 12.1. ¿Cuál de las siguientes opciones anula la contribución del T2 en las imágenes de difusión?

- a) Disminuir el factor b de difusión.
- b) Las imágenes paramétricas de ADC medio.
- c) Las imágenes paramétricas isotrópicas.
- d) Las imágenes con factor b de 0 s/mm<sup>2</sup>.
- e) Aumentar la resolución espacial de las imágenes.

### 12.2. La tractografía por RM...

- a) Es independiente de la dirección principal de difusión.
- b) Está limitada por la dirección de los vasos.
- c) Está relacionada con la anisotropía.
- d) Es una medición de la magnitud del vector de difusión.
- e) Es la representación matricial del movimiento browniano.

### 12.3. Los estudios de perfusión basados en secuencias T2\*...

- a) Emplean imágenes TSE con TE largo.
- b) Usan secuencias EG sensibles al acúmulo de contraste en el espacio extracelular.
- c) Usan como trazador el agua endógena difusible.
- d) Asumen que el trazador es intravascular y no difusible.
- e) Son poco sensibles a las variaciones locales del campo magnético.

### 12.4. Los modelados farmacocinéticos de la perfusión...

- a) Emplean secuencias EG-EPI potenciadas en T1.
- b) Dependen del marcaje de la sangre arterial con pulsos especiales.
- c) No se pueden usar en el estudio de perfusión de las lesiones del SNC.
- d) Dependen de la dosis del contraste y de su velocidad de administración.
- e) Se relacionan con la angiogénesis y la permeabilidad capilar.

### 12.5. La espectroscopia adquirida mediante volumen único...

- a) Da información metabólica filtrada por el efecto T2 relacionado con el TE.
- b) Es independiente del acoplamiento J pero no del desplazamiento químico.
- c) Permite analizar las lesiones y el parénquima adyacente en una única adquisición.
- d) Se adquiere sin suprimir el agua para poder cuantificar las concentraciones.
- e) Es independiente de la intensidad del campo magnético externo.

## PREGUNTAS DEL CAPÍTULO 13

### 13.1. Respecto al depósito calórico (SAR), indique la respuesta verdadera:

- a) En un equipo de 3 T es el doble que en un equipo de 1,5 T.
- b) Es independiente del campo magnético.
- c) Las secuencias eco de gradiente son las que tienen el SAR más elevado.
- d) El SAR depende del número de pulsos de RF por unidad de tiempo.
- e) El SAR en una antena lineal es menor que en una antena de cuadratura.

### 13.2. Respecto al embarazo y la RM, indique la respuesta verdadera:

- a) Las trabajadoras de RM no deben entrar en la sala de exploración de RM.
- b) Las pacientes embarazadas nunca deben ser estudiadas durante el primer trimestre de embarazo.
- c) Durante el embarazo se puede administrar contraste paramagnético sin restricciones.
- d) Durante el embarazo la administración de contraste es una contraindicación absoluta.
- e) En período de lactancia si se administra contraste es recomendable suspender la lactancia 24 horas.

### 13.3. En cuanto a la seguridad en RM y prótesis y materiales biomédicos, indique la respuesta verdadera:

- a) Un material seguro en un equipo de 1,5 T lo es también en un equipo de 3 T.
- b) Un paciente con un clip aneurismático cerebral no documentado que ha sido estudiado previamente por RM puede ser estudiado de nuevo sin problemas.
- c) La RM es segura ante cualquier prótesis valvular cardíaca testada.
- d) La existencia de marcapasos siempre es una contraindicación absoluta para realizar una RM.
- e) En pacientes portadores de neuroestimuladores cerebrales los estudios de RM cerebral se deben realizar con antenas de cabeza de recepción.

### 13.4. Sospecha de cuerpo metálico extraño intraorbitario. Indique la respuesta verdadera:

- a) Si hay antecedente de trauma orbitario por objeto metálico, siempre se debe realizar un estudio radiológico antes de proceder al examen por RM.
- b) Si tras el trauma el paciente fue atendido médicamente y la exploración oftalmológica fue normal, el paciente puede ser estudiado por RM.
- c) Si en fechas posteriores al traumatismo el paciente fue sometido a una exploración de RM sin alteraciones, el paciente debe ser estudiado por radiografías para asegurar totalmente la ausencia de objetos metálicos infraorbitarios.
- d) Si en fechas posteriores al traumatismo el paciente fue sometido a una exploración de RM y existía un artefacto por objeto metálico en la órbita, el paciente puede ser estudiado de nuevo con total seguridad.
- e) La existencia de un antecedente de traumatismo orbitario con objeto metálico contraindica totalmente la realización de una exploración de RM.

### 13.5. Respecto al acceso de pacientes y personas ajenas a zonas restringidas, indique la respuesta verdadera:

- a) Es recomendable la utilización de un detector de metales.
- b) El acceso a la zona III es libre para el personal ajeno.
- c) Los pacientes y el personal ajeno deben cumplimentar y firmar un formulario de seguridad como único requisito para acceder a la zona III.
- d) Los pacientes inconscientes pueden ser estudiados por RM si un familiar firma un formulario de seguridad.
- e) Además de rellenar y firmar el formulario, los pacientes y el personal ajeno sólo tendrán acceso a las zonas III y IV tras pasar una entrevista verbal con personal de RM.



# Índice analítico

## A

Adquisiciones, 33  
bidimensionales (2D), 33  
tridimensionales (3D), 33  
Angiografía por RM, 63  
3D, 67  
ARM, 68  
CE-MRA, 66  
CENTRA (*Contrast-Enhanced Timing-Robust Angiography*), 68  
con contrastes exógenos, 67  
embolada pequeña, 67  
FLASH, SPGR y T1-FFE, 67  
fluoroscopia RM, 67  
Gd, 67  
Gd-DTPA, 63  
magnetización longitudinal  $M_z$ , 63  
PC, 68  
TE y TR, 67  
técnica  
de sangre negra, 64  
artefactos, 64  
cardíacos, 64  
respiratorios, 64  
DIR, 64  
ES, 64  
flujo sanguíneo, 64  
sangre negra, 64, 68  
T1, 64  
TSE, 64  
velocidad de flujo, 64  
en sangre blanca, 64  
contraste de fase, 66  
en 2D-PC, 66  
en 3D-PC, 66  
gradiente bipolar, 66  
VENC (*velocity encoding*), 66  
contraste de fase (PC, *Phase Contrast*), 64  
realce de flujo, 65  
*gradient-moment nulling*, 65  
TOF con gradientes de compensación de flujo, 65  
*Time Of Flight* (TOF), 64, 65  
ECG, 65  
FLASH, SPGR y FFE, 66  
TOF-2D, 65  
TOF-3D, 65  
*multiple overlapping thin slab acquisition o multichunk*, 65

TONE (*Tilted Optimized Nosaturating Excitation*), 65  
TR, 66  
TrueFISP, Balanced FFE y FIESTA, 66, 67  
tiempos de relajación, 63  
T1, 63  
T2, 63  
T2\*, 63  
TOF, 68  
Artefacto, 47, 49  
*aliasing*, 52  
FOV, 52  
*frequency oversampling*, 52  
Ley de Nyquist, 52  
rBW, 52  
ángulo mágico, 52  
de cruce de pulsos, 53  
de Gibbs, 53  
del contorno negro, 47  
específicos de flujo, 50  
bandas de saturación, 50  
de entrada, 50  
fantasma de Nyquist, 64  
banda de frecuencia (rBW), 55  
FOV, 55  
movimientos peristálticos, 49  
por corrientes de Eddy, 55  
por defectos de la homogeneidad, 54  
*shimming*, 54  
por desplazamiento químico, 47  
rBW, 47  
por inestabilidad de la fase, 55  
por susceptibilidad magnética (ASM), 48  
pulsación del flujo, 49  
relace del flujo, 51

## C

Caída libre de la inducción (FID), 14  
curva T2, efecto T2 y T2\*, 14  
interacción espín-espín, 14  
magnetización transversal, 14  
o *Free Induction Decay*, 14  
vector de magnetización neta, 14  
Campo magnético, 33  
nuclear, 12  
Codificación espacial, 18  
antena receptora, 18

codificación de fase, 18  
 gradiente  
   de codificación de fase, 19  
   Gy, 20  
   de selección del plano, 18  
   Gy, 19  
 codificación de frecuencia, 19  
 gradiente  
   de codificación de frecuencias, 19  
   de lectura, 19  
   Gx, 19  
 dimensión de fase, 20  
 dominio, 20  
   de frecuencias, 20  
   espacial, 20  
   transformaciones de Fourier, 20  
 FOV, 20  
 vóxeles, 20  
 tiempo de relajación T2, 15  
 Constante giromagnética, 25  
 campo magnético, 25  
 frecuencias de Larmor, 25  
 transformada de Fourier, 25

## D

Densidad protónica, 15  
 TE, 15  
 TR, 15  
 Difusión, 73  
 anisotropía, 73  
 coeficiente de difusión aparente, 73  
 diagonalización, 74  
 factor b, 73  
 fibras axonales, 73  
 imagen potenciada en difusión, 73  
 S/R, 73  
 tensor, 74  
 vector ( $\lambda$ ), 74  
 vóxel, 73

## E

Espacio K, 25  
 campo de visión, 26  
   FOV o *Field Of View*, 26  
 lecturas parciales del, 29  
   adquisición reducida, 29  
   campo de visión rectangular, 29  
 resolución espacial, 26  
 simetría del, 29  
   imagen de, 30  
   eco parcial, 30  
   semi-Fourier, 30  
 tiempos de muestreo, 26  
 trayectoria del, 26, 30  
 adquisición radial, 32  
 CENTRA (*Contrast-Enhanced Timing Robust Angiography*), 32  
 eco de espín, 30  
   RARE (*Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*), 32  
   SE, 30  
   turbo ES o ES rápido, 32  
 eco de gradiente, 30  
   FIESTA, 30  
   S/R, 30  
   TR: bFFE, 30  
   true FISP, 30  
 ecoplanares, 30  
   BOLD (*Blood Oxygenation Level Dependent*), 30

disparo  
   múltiple, 30  
   único, 30  
 eco de gradiente, 30  
 EPI, 30  
 perfusión, 30  
 gradiente, 27  
 muestreo rectilíneo del, 30  
 eco  
   de espín, 30  
   de gradiente, 30  
   gradiente/s  
     de codificación de fase, 30  
     de lectura, 30  
   pulsos de refase, 27  
 Espectroscopia, 79  
   acoplamiento escalar (J), 80  
   Cr y PCr, 82  
   efecto nuclear Overhauser (NOe), 80  
 ERM, 79  
   carbono 13, 82  
   flúor, 82  
   nitrógeno, 82  
   potasio, 82  
   sodio, 82  
   STEAM o PRESS, 82  
 ERMI, 81  
 ERMI o multivóxel, 80  
 ERMVU, 81  
   Co, 81  
   NAA, 81  
   glutamato, 82  
   glutamina, 82  
   Hz, 80  
   lactato, 81  
   membrana celular, 81  
   movilidad molecular y acoplamiento escalar, 81  
   vóxel único (ERMVU), 80  
 Espín nuclear, 3, 11  
   átomo de hidrógeno, 11  
   constante giromagnética nuclear, 11  
   imán, 11  
   momento magnético, 11  
   núcleo/s  
     atómico, 3  
     de hidrógeno, 11

## F

Frecuencia de precesión (Ley de Larmor), 12  
   constante giromagnética nuclear, 12  
   núcleo de hidrógeno, 12

## G

Gradientes de CM, 33  
 Interacción electromagnética, 1, 2  
   campo, 2  
     eléctrico, 2  
     newton/culombio, 2  
   líneas de, 2  
   magnético, 2  
     dipolo magnético, 2  
     momento dipolar magnético, 2  
   tesla, 2  
   vector m, 2  
 carga, 1  
   eléctrica, 1  
   negativa, 1  
   positiva, 1

fuerza, 1  
 eléctrica, 1  
 magnética, 1

## M

Magnetización neta, 12  
 protones, 12  
 vector neto de magnetización, 12  
 Materia, 1  
 átomo, 1  
 carga, 1  
 electrones, 1  
 fotón, 1  
 neutrones, 1  
 protones, 1  
 interacción electromagnética, 1  
 resonancia magnética nuclear (RM), 1  
 Movimiento de precesión, 11  
 campo magnético, 11

## N

Núcleo de hidrógeno, 3  
 constante de Planck, 3  
 frecuencia de Larmor, 3  
 momento magnético, 3  
 razón giromagnética, 3

## P

Perfusión, 74  
 3D, 76  
 angiogénesis, 74  
 constante de entrada (kep, también conocida como k21), 77  
 constante de transferencia (Ktrans), 77  
 EG-EPI, 76  
 ES-EPI, 76  
 flujo sanguíneo cerebral regional (FSCr), 76  
 Gd, 76  
 S/R, 76  
 T2\*, 76  
 tiempo, 76  
 al pico (TP), 76  
 punto máximo de la curva, 76  
 de tránsito medio (TTM), 76  
 TSE, 76  
 volumen relativo del espacio extravascular-extracelular (Ve), 77  
 VSCr, 76  
 Plano tomográfico, 17  
 bobinas, 17  
 campo magnético, 17  
 eje z, 17  
 frecuencia de emisión, 17  
 gradientes magnéticos, 17  
 amplitud del pulso de RF, 18  
 ancho de banda, 18  
 campo de visión (FOV), 18  
 de selección del, 17  
 intensidades de las corrientes eléctricas, 18  
 valor del gradiente, 18  
 imán, 17  
 plano axial, 17  
 RF, 17  
 ley de Larmor, 17

## R

Radiación electromagnética, 2  
 longitud de onda, 2

Radiofrecuencia, 12, 33  
 ángulo de inclinación (*flip angle*), 12  
 emisor de radiofrecuencia, 12  
 movimiento de nutación, 12  
 ángulo de nutación o *flip angle*, 12  
 pulsos de radiofrecuencia, 12  
 Relación, 43  
 contraste/ruido (C/R), 43, 44  
 C/R, 45  
 densidad protónica, 44  
 flujo, 44  
 T2\*, 45  
 TE, 44  
 TI, 44  
 TR, 45  
 señal/ruido (S/R), 43  
 anchura de la banda de recepción, 43  
 ángulo de inclinación, 43  
 del vector de magnetización, 44  
 banda de recepción, 44  
 bobina, 43  
 calidad de la imagen, 43  
 codificaciones de  
 fase, 44  
 frecuencia, 44  
 densidad de protones, 43  
 grosor de corte, 43  
 número de adquisiciones o excitaciones, 43  
 píxel, 43  
 FOV, 43  
 matriz, 43  
 pulso de radiofrecuencia (RF), 44  
 ruido, 43  
 señal, 43  
 TE, 43, 44  
 tiempo de muestreo, 44  
 TR, 43, 44  
 largo, 44  
 vóxel, 43  
 Relajación  
 nuclear, 4, 13  
 longitudinal (T1), 13  
 pulso de RF, 13  
 relajación espín-medio o espín-red, 13  
 tiempo de relajación T1, 13  
 y tiempo de repetición, 14  
 pulso de radiofrecuencia, 14  
 vector de magnetización, 14  
 transversal (T2), 13, 14  
 y tiempo de eco, 14  
 campo magnético externo, 14  
 homogeneidad, 14  
 intensidad de señal, 15  
 magnetización longitudinal (T1), 15  
 T2, 14, 15  
 Resolución espacial, 43, 45  
 campo de imagen o FOV, 45  
 grosor de corte, 45  
 matriz de imagen, 45  
 Resonancia magnética (RM), 3, 33  
 bobinas de radiofrecuencia, 10  
 radiación electromagnética, 10  
 antenas, 10  
 de superficie, 10  
 de volumen, 10  
 internas, 10  
*phased-array*, 10  
 receptoras, 10  
 transmisoras, 10  
 bobinas de RF, 10  
 envolvente de R, 10  
 sintetizador de frecuencia, 10

campo magnético, 4, 7  
 corrientes eléctricas, 7  
 electroimanes, 7, 8  
 electromagnético, 7  
 electromagnetismo, 7  
 electrones, 7  
 Gauss, 8  
 gradientes de, 7  
 homogeneidad, 8  
 imanes, 7, 8  
   permanentes, 7, 8  
   resistivos, 7, 9  
     bobinas, 9  
   superconductivos, 7, 9  
     bobinas magnéticas, 9  
     superconductividad, 9  
 intensidad, 8  
 magnetita, 7  
 susceptibilidad magnética, 7  
   diamagnéticos, 7  
   ferromagnéticos, 7  
   gadolinio, 7  
   magnéticos, 7  
   paramagnéticos, 7  
   tesla, 8  
 constante de Boltzmann, 4  
 contrastes paramagnéticos, 88  
   antihistamínicos, 88  
   corticoides, 88  
   reacciones alérgicas, 88  
 embarazo, 87  
   contraste paramagnético, 87  
   gadolinio, 87  
   barrera placentaria, 87  
 gradientes magnéticos, 9  
 intensidad del campo, 4  
 lesiones térmicas, 87  
   cables, 87  
   catéteres de Swan-Ganz o de Foley, 87  
   electrodos, 87  
   grapas o suturas metálicas, 87  
   reservorios, 87  
 prótesis y materiales biomédicos, 87  
   I, 5 T, 87  
   bobinas de transmisión, 87  
   campos magnéticos, 87  
   clips aneurismáticos cerebrales, 87  
   *coils*, filtros y stents, 88  
   marcapasos y desfibriladores implantados, 88  
   neuroestimuladores cerebrales, 88  
   prótesis valvulares cardíacas y anillos de anuloplastia, 88  
 riesgos en, 85  
   campo magnético, 85  
   *Specific Absortion Rate* o SAR, 85  
 ruido, 88  
   protección auditiva, 88  
   auriculares, 88  
   tapones, 88  
 seguridad, 85  
 tatuaje y maquillaje permanente, 88  
 vector de magnetización, 4  
 zonas de acceso restringido, 86  
   claustrofobia, 86  
   cuestionario, 86  
   I, 86  
   II, 86  
   III, 86  
   IV, 86  
   objetos metálicos, 86  
   prótesis, 86

## S

Saturación grasa, 57  
 fat-sat, SPIR, 57, 58  
 por excitación del agua (*proset, water excitation*), 60  
   en fase opuesta, 60  
 protones, 57  
   grasa, 57  
 pulso selectivo, 58  
 saturación espectral de la grasa, 61  
   STIR, 61  
 secuencias en fase y fuera de fase, 60  
   eco de gradiente, 60  
   fuera de fase, 60  
   en fase, 60  
   artefacto de tinta china, 60  
   TE, 60  
 STIR= *Short Time Inversion-Recovery*, 58  
   pulso de 180°, 58  
 Secuencias, 33, 35, 36, 38, 39, 40  
   de eco por gradiente (EG), 38  
   coherentes, 39  
     CE-FFE (*Contrast Enhanced Fast Field Echo*), 39  
     DESS (*Dual Echo Steady State*), 39  
     FID, 39  
     FISP (*Fast Imaging with Steady State Presesión*), 39  
     GRASS (*Gradient Recalled Acquisition in the Steady State*), 39  
     magnetización transversal residual, 39  
     PSIF, 39  
     S/R, 39  
     T2 CE-FFE, 39  
   inclinación del vector, 38  
     *flip angle* (FA), 38  
   incoherentes, 39  
   magnetización transversal residual, 39  
   *Steady State Free Precession* o SSFP, 38  
 eco de espín, 33  
   decaimiento T2, 34  
   DP, 34  
   efecto T1, 34  
   ES, 33  
   espacio K, 34  
   FID, 34  
   matriz, 34  
   potenciación en T1, 35  
   potenciadas en DP y T2, 35  
   pulso de  
     excitación de 90°, 33  
     180°, 33  
   S/R, 34  
   T1, 34  
   T2, 34  
   T2\*, 34  
   TE, 34  
   TR, 34  
 ecoplanar (EPI), 40  
   EPI (*Echo Planar Imaging*), 40  
   ES-EPI, 40  
   GraSE (*Gradient and Spin-Echo*), 40  
   secuencia EG, 40  
   TGSE (*Turbo Gradient and Spin Echo*), 40  
 inversión-recuperación, 36  
   *Fluid Attenuated Inversion Recovery*, 38  
   *Inversion recovery* (IR), 36  
   pulso de inversión de 180°, 36  
   relajación T1, 36  
   secuencia IR, 36  
   STIR, 37  
     *Short Time Inversion Recovery*, 37  
   TI largo, 38  
   tiempo de inversión» (TI), 36

turbo espín eco (TSE), 35  
 codificación de fase, 35  
 espacio K, 35  
 disparo, 35  
 único (*single shot*), 35  
*Echo Train Length* (ETL), 35  
 factor turbo (FT), 35  
 longitud del tren de ecos, 35  
 número de repeticiones o adquisiciones (NEX, NAQ), 35  
 RARE (*Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement*), 35  
 relajación longitudinal, 35  
 técnicas half Fourier (HF), 36  
 HASTE (*Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin-Echo*), 36  
 pulsos de RF, 36  
 tiempo de eco efectivo (TEef), 36  
 TR, 35  
 TSE, 35  
 Turbo Spin-Echo o Fast Spin-Echo, 35  
 turboeco por gradiente (TEG), 39  
 estado estacionario (*steady state*), 39  
*Fast SPOiled-GRass* (FSPGR), 39  
*Fast-GRass* (FGR), 39  
*Magnetization-Prepared RAPid Gradient-Echo* (MP-RAGE), 39  
 pulso de inversión de 180°, 39  
 TE, 39  
 TR, 39  
 Turbo Fast Low-Angle SHot (Turbo FLASH), 39  
 Turbo Field-Echo (TFE), 39  
 turbo-EG, 39  
 Secuencias de saturación espectral, 57

## T

Técnicas de adquisición en paralelo (TAP), 69  
 basadas en el espacio K, 70  
 AUTO-SMASH, 71  
 codificaciones de fase, 70  
 S/R, 71  
 SMASH, 70  
 basadas en la imagen, 69  
 artefacto de solapamiento, 70  
 imagen solapada, 70  
 píxeles, 70  
 factor máximo de aceleración, 70  
 factor de reducción, 70  
 R, 70  
 FOV, 69

PILS (*Partially Parallel Imaging with Localized Sensitivities*), 70  
*phased array*, 70  
 SENSE, 69  
*Field Of View* (FOV), 69  
 S/R, 69  
 SENSE, 69  
*SENSitivity Encoding*, 69  
 SMASH, 69  
*Simultaneous Acquisition with Spatial Harmonics*, 69  
 TAP, 69  
 Tiempo de adquisición de la imagen (TA), 43, 45  
 adquisiciones o excitaciones, 45, 46  
 codificaciones de fase, 45  
 eco fraccionado, 45  
 empleo del campo de imagen rectangular, 45  
 FOV rectangular, 45  
 lectura del eco, 45  
 obtención de un eco fraccionado, 46  
 TA, 46  
 TR, 45, 46  
 Transformaciones de Fourier, 21, 22  
 componente, 21  
 imaginaria, 22  
 real, 22  
 digitalización del eco, 21  
 ancho de banda, 21  
 banda de lectura, 21  
 dominio, 21, 23  
 espacial, 21, 23  
 espacio imagen, 23  
 frecuencias espaciales, 21, 23  
 frecuencial, 21  
 dim-frec, 23  
 espacio K, 22  
 frecuencia espacial kx, 22  
 espacio K, 22  
 FOV, 22  
 frecuencia espacial ky, 23  
 dim-fase, 23  
 matriz de datos, 23  
 tiempo de  
 lectura de la señal, 22  
 muestreo, 22

## V

Vector magnético, 33