



Revista Argentina de Radiología

ISSN: 0048-7619

[rar@sar.org.ar](mailto:rar@sar.org.ar)

Sociedad Argentina de Radiología  
Argentina

Ahualli, Jorge

Aspectos generales de las secuencias de difusión de imagen en resonancia magnética

Revista Argentina de Radiología, vol. 74, núm. 3, julio-septiembre, 2010, pp. 227-237

Sociedad Argentina de Radiología

Buenos Aires, Argentina

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=382538484004>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en [redalyc.org](http://redalyc.org)

[redalyc.org](http://redalyc.org)

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

# Aspectos generales de las secuencias de difusión de imagen en resonancia magnética

Jorge Ahualli

## Resumen

La secuencia de difusión en resonancia magnética (RM) ha sido aceptada como una técnica útil que determina el movimiento de las moléculas de agua en los tejidos y permite valorar cualitativa y cuantitativamente el coeficiente de difusión. Para comprender cómo funcionan dichas secuencias, es necesario familiarizarse con los principios físicos de la difusión del agua y las bases conceptuales de la técnica. Resulta fundamental conocer los requerimientos específicos acerca del *hardware* y tiempo de adquisición así como las ventajas, limitaciones y errores de interpretación potenciales de esta novel técnica.

**Palabras Clave:** Difusión. Resonancia magnética. Técnica.

## Abstract

### *Diffusion-weighted magnetic resonance imaging: general concepts*

*Diffusion-weighted magnetic resonance imaging has been accepted as a powerful imaging technique. It gives insight into the movement of water molecules in tissue and enables qualitative and quantitative assessment of tissue diffusivity (apparent diffusion coefficient). To fully understand how diffusion MR imaging works, it is helpful to be familiar with the physical principles of water diffusion and the conceptual basis of imaging technique. Knowledge of the technique-specific requirements with regard to hardware and acquisition time, as well as the advantages, limitations, and potential interpretation pitfalls of this novel technique, is especially useful.*

**Keywords:** *Difusión. Magnetic resonance imaging. Technique.*

## INTRODUCCIÓN

Las diferencias de movimiento de las moléculas de agua en el interior de los tejidos (tanto a nivel intra como extracelular y en los vasos sanguíneos) generan el contraste de las imágenes obtenidas con las secuencias de difusión en resonancia magnética (RM). Los nuevos desarrollos tecnológicos (adquisición en paralelo, antenas multicanal, gradientes de difusión y campos magnéticos intensos) han logrado mejorar la calidad de las imágenes reduciendo significativamente la duración del estudio y extendiendo la aplicación de las secuencias de difusión a diversas áreas del organismo. Si bien actualmente dichas secuencias son utilizadas fundamentalmente con fines académicos, existen numerosos trabajos que sugieren su implementación en la detección y caracterización tumoral, en la diferenciación entre procesos benignos y malignos y en la evaluación de recurrencia o respuesta tumoral al tratamiento. Se espera, por lo tanto, una amplia aplicación de las secuencias de difusión en un futuro cercano, particularmente cuando se logre un consenso general acerca de la optimización e interpretación de los datos adquiridos.

El propósito de este trabajo es revisar las características generales de las secuencias de difusión de imagen abordando sus principios físicos, evaluación e interpretación imagenológica así como sus principales limitaciones y potenciales errores de interpretación.

## GENERALIDADES

Para entender los principios generales de las secuencias de difusión en RM es necesario conocer algunos términos:

### *a) Difusión molecular (DM)*

Hace referencia al desplazamiento aleatorio que realizan las moléculas en un fluido cuando son inducidas térmicamente. Sus bases físicas fueron descritas por Einstein en 1905<sup>(1,2)</sup>.

### *b) Movimiento browniano (MB)*

En un medio sin limitaciones, estas moléculas experimentan permanentes cambios de velocidad (tanto en magnitud como en dirección) cada vez que una molécula colisiona con otra, determinando un movimiento incoherente (aleatorio a escala microscópica) denominado MB o difusión libre<sup>(2,3)</sup>.

### *c) Coeficiente de difusión (CD) e imagen de difusión*

Si bien el camino que recorre una molécula de agua puede ser largo, el desplazamiento neto al cabo de un tiempo determinado es mucho menor. La medida de este desplazamiento neto recibe el nombre de CD mientras que la utilización de la RM para representar dicho desplazamiento neto se conoce con el nombre de imagen de difusión (Fig. 1)<sup>(3-5)</sup>.

Las secuencias de difusión en RM, por lo tanto, demuestran gráficamente las diferencias de movilidad de los protones (principalmente asociados al

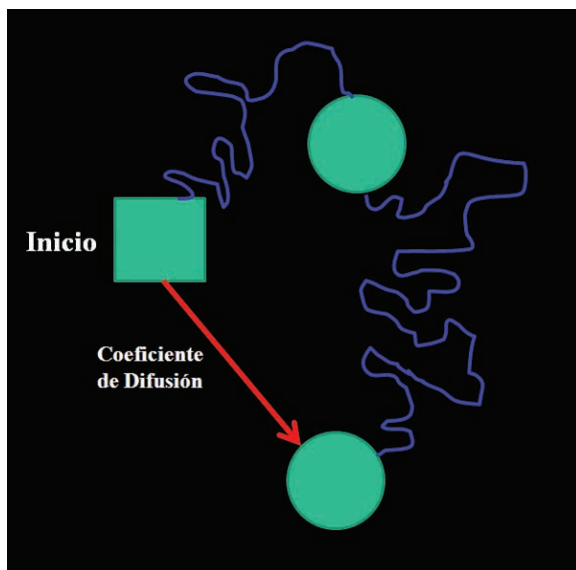


Fig. 1. Imagen de difusión. En el esquema se representa que el desplazamiento neto de una molécula de agua al cabo de un tiempo determinado es mucho menor que su recorrido (línea azul). El coeficiente de difusión es la medida de dicho desplazamiento neto por unidad de tiempo. El uso de la RM para visualizar este desplazamiento neto constituye la imagen de difusión.

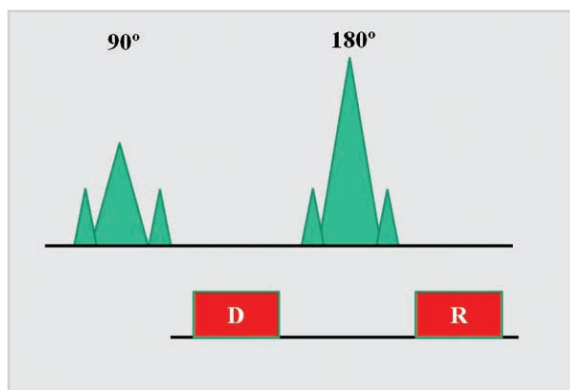


Fig. 2. Secuencias de difusión. El esquema representa el proceso físico de las secuencias de difusión. Ellas se obtienen con la aplicación de un primer gradiente (denominado de defase o D) antes del pulso de radiofrecuencia de 180° seguido de un segundo gradiente (denominado de refase o R), posterior al pulso de radiofrecuencia de 180°, tomando como base una secuencia spin-eco convencional potenciada en T2.

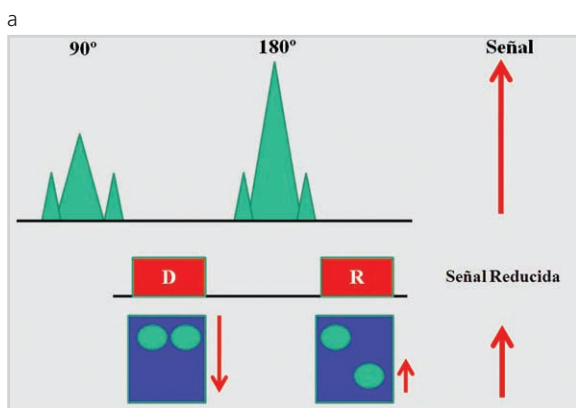


Fig. 3. Formación de la imagen de difusión. a), b) En tejidos o estructuras que contienen moléculas de agua en libre movimiento, ellas se desplazan largas distancias entre la aplicación de ambos gradientes. Estas moléculas, altamente móviles, adquieren información de fase luego del primer gradiente, pero debido a su movimiento, no refasan completamente tras la aplicación del segundo gradiente, dando como resultado pérdida de señal neta.

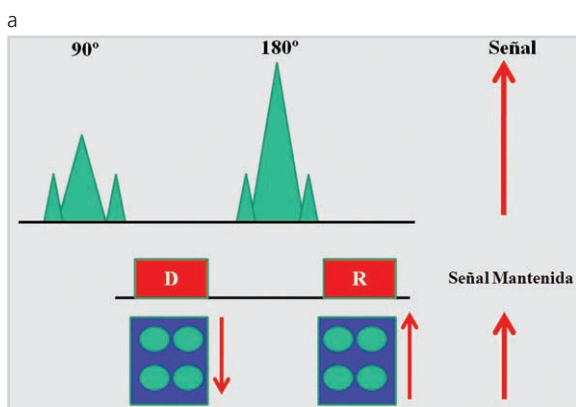


Fig. 4. Formación de la imagen de difusión. a), b) Las moléculas de agua presentes en un entorno restringido no se movilizan grandes distancias y los cambios de fase adquiridos durante la aplicación del primer gradiente serán cancelados por los cambios de fase adquiridos durante el segundo gradiente, por lo que no se produce pérdida de señal neta.

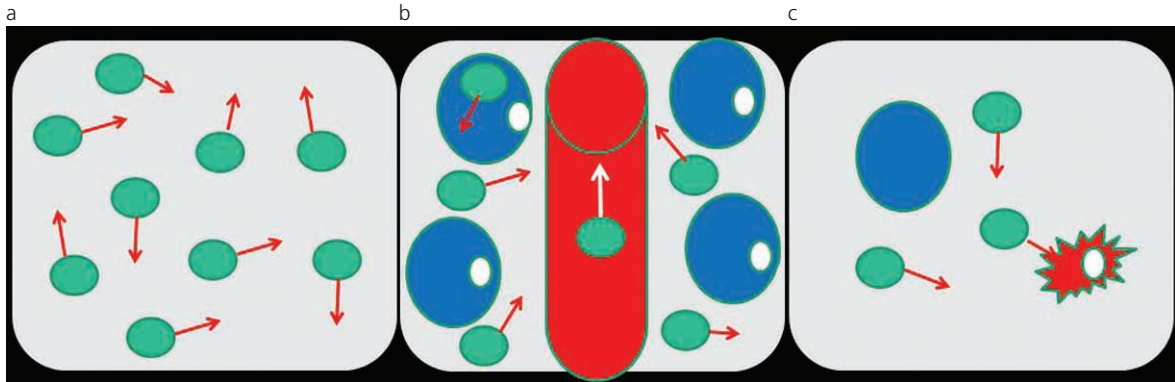


Fig. 5. Movimiento de las moléculas de agua. a) Las moléculas de agua situadas en un continente se mueven aleatoriamente (movimiento browniano). b) Tejidos altamente celulares impiden el movimiento de las moléculas de agua. Su movimiento puede ser categorizado como intravascular, intracelular o extracelular. c) Tejidos con baja celularidad o con células alteradas o defectuosas permiten un mayor movimiento molecular.

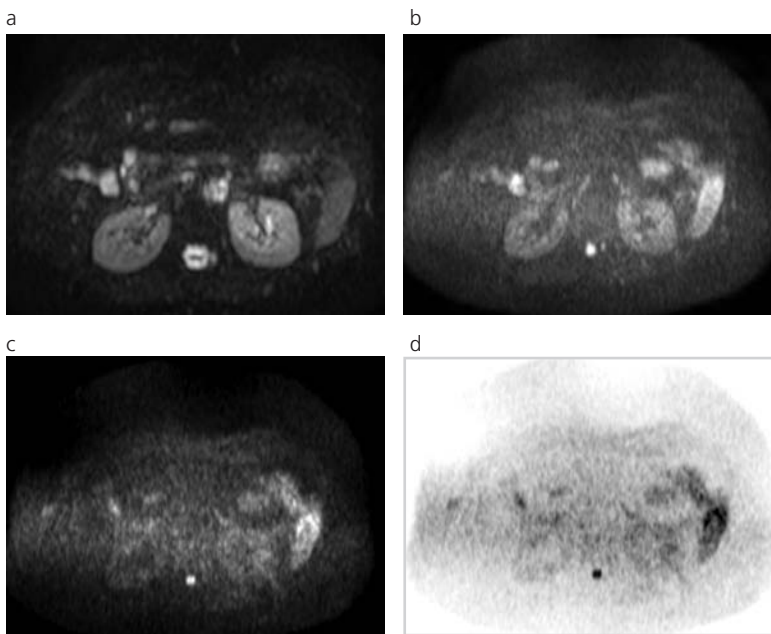


Fig. 6. Presentación de los valores b. En el ejemplo, imagen sin ponderación en difusión (a) ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ); con moderada ponderación de difusión (b) ( $b=500 \text{ seg/mm}^2$ ) y con fuerte ponderación de difusión (c) ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ). Se presentan en escala de grises. En (d) se muestra la imagen adquirida con fuerte ponderación en difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ) en escala de grises invertida. Nótese cómo a medida que aumenta el valor b (mayor ponderación de difusión) decae la relación señal/ruido.

agua) contenidos en el interior de los tejidos, representando, en definitiva, la longitud media recorrida por dichas moléculas en un intervalo de tiempo específico. Si bien la mayoría de las técnicas de difusión utilizadas clínicamente hasta la fecha se han focalizado en el movimiento de las moléculas de agua a nivel extracelular, las moléculas presentes a nivel celular y en la perfusión capilar influyen, al menos parcialmente, en la formación de la imagen final <sup>(5,6)</sup>.

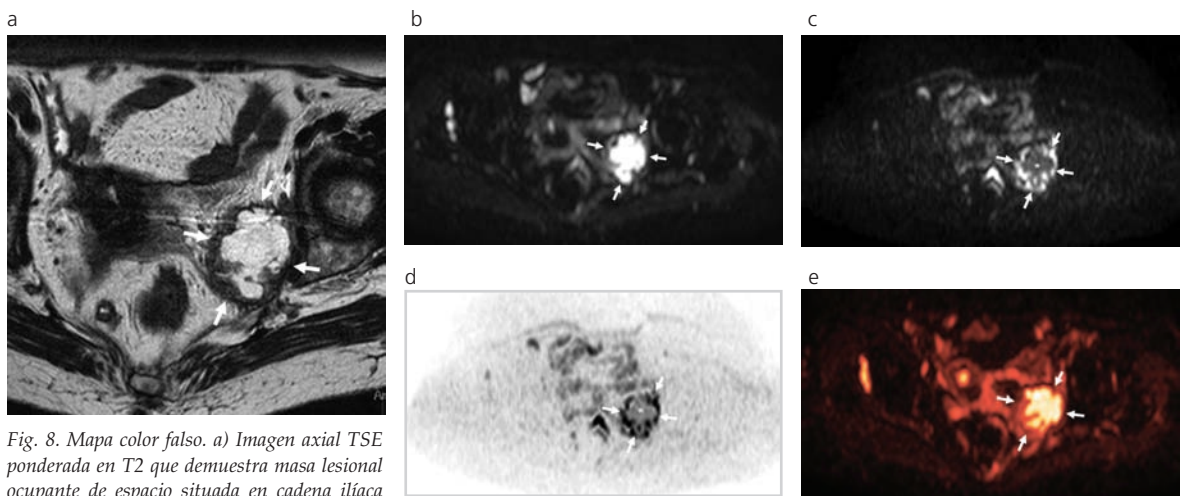
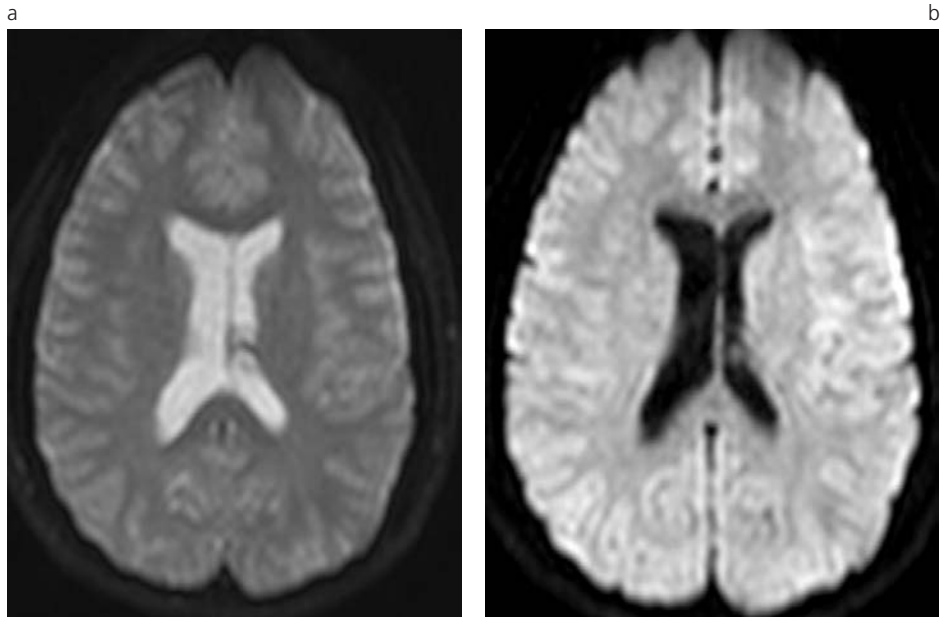
## FÍSICA DE LAS SECUENCIAS DE DIFUSIÓN DE IMAGEN

Las secuencias de difusión se encuentran basadas en la secuencia convencional *spin-echo* (SE) ponderada en T2 (pulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$  seguido por otro pulso de radiofrecuencia de  $180^\circ$ ) a la que Stejskal y Tanner le aplicaron un par simétrico de gradientes

con polaridad opuesta (uno de ellos previo al pulso de  $180^\circ$  y otro posterior al pulso de  $180^\circ$ ), logrando de esta manera medir la difusión de las moléculas de agua, efectos demasiados pequeños como para ser visibles en la RM convencional (Fig. 2) <sup>(6-10)</sup>.

## FORMACIÓN DE LA IMAGEN

Con la aplicación del pulso de radio-frecuencia (RF) de  $90^\circ$  se logra que todas las moléculas contenidas en el interior de un vóxel presenten la misma fase. Posteriormente, y tras la aplicación del primer gradiente, se logra un rápido defase (o pérdida de fase) de las moléculas de agua. La aplicación del segundo gradiente, tras el pulso de  $180^\circ$ , refasará solamente los protones que tengan la misma posición a la presentada previo al primer gradiente <sup>(3)</sup>. Cuando las moléculas de agua presentan libre movimiento pueden des-



plazarse a una distancia considerable entre la utilización de ambos gradientes. Por lo tanto, dichas moléculas no refasan completamente luego del segundo gradiente, dando como resultado una pérdida de la intensidad de señal (Fig. 3) <sup>(3, 6, 7, 11, 12)</sup>. Por su parte, cuando las moléculas de agua presentan limitación de movimiento, no pueden movilizarse a grandes distancias entre la aplicación de ambos gradientes. Los cambios de fase obtenidos luego del primer gradiente son entonces cancelados por los cambios de fase logrados tras la aplicación del segundo gradiente evitando pérdida de intensidad de señal neta y preservando la señal T2 del tejido (Fig. 4) <sup>(6, 7, 11)</sup>.

### SECUENCIAS DE DIFUSIÓN EN LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS

El movimiento de las moléculas de agua en el interior de los tejidos orgánicos no es totalmente aleatorio (o browniano), ya que se encuentra impedido por los distintos compartimentos tisulares, membranas y organelas celulares. Por lo tanto, la densidad celular y el estado de las membranas celulares son factores determinantes del grado de limitación (o restricción) del movimiento de las moléculas de agua y, por consiguiente, de la imagen final obtenida en RM <sup>(7, 12, 13)</sup>.

Los tejidos o estructuras con alta densidad celular (por ejemplo, tumores hiper celulares, abscesos) repre-



sentan un impedimento en el movimiento de las moléculas de agua (o difusión restringida), mientras que aquellos con baja densidad celular (por ejemplo, quistes simples, vejiga, vesícula biliar, conductos, etc.) o con membranas alteradas (por ejemplo, tejidos necróticos) permiten un mayor movimiento molecular (o ausencia de restricción) (Fig. 5) <sup>(7,13)</sup>.

## VALORACIÓN IMAGENOLÓGICA

Las imágenes de difusión en RM deben ser valoradas de manera cualitativa y cuantitativa (mapa ADC).

### a) Valoración cualitativa (visual) y valor b

La sensibilidad de la secuencia de imagen a la difusión del agua varía de acuerdo con el valor b o factor b utilizado. El valor b depende de la amplitud, de la duración del gradiente y del intervalo de tiempo existente entre la aplicación de ambos gradientes <sup>(6,7,12,14)</sup>.

En los estudios de difusión, el operador selecciona los valores b con los que quiere ponderar la imagen. Generalmente se adquieren dos o tres valores b, incluyendo uno de 0 s/mm<sup>2</sup> (sin ponderación en difusión) y uno más alto (habitualmente entre 500-1000 s/mm<sup>2</sup>) <sup>(6,7)</sup>. Lógicamente, el valor b máximo se encuentra limitado por la potencia de los gradientes <sup>(3,14)</sup>.

Por cada valor b seleccionado se obtiene un set de imágenes y el número de imágenes que lo componen se determina en la programación. Cada una de las imágenes adquiridas en cada set son representadas y pueden ser evaluadas cualitativamente <sup>(12,14)</sup>. Existen varias alternativas para presentar esas imágenes, pero, debido a que la señal adquirida es esencialmente no cuantitativa, suelen representarse en escala de grises (a veces invertida) (Fig. 6, 7) o en escalas con colores arbitrarios (mapa color falso) (Fig. 8) <sup>(11,14)</sup>.

Asimismo, el set de imágenes puede ser procesado con modernos programas de *software*, lográndose imágenes con reconstrucción multiplanar, proyección de intensidad máxima (MPR y MIP, respectivamente, por sus siglas en inglés) e incluso representación de volumen (*volume rendering*) (Fig. 9). Pueden también fusionarse las imágenes de difusión con las obtenidas con las secuencias "convencionales" <sup>(11)</sup>.

Es importante destacar que las imágenes adquiridas con valores b bajos (por ejemplo, 50 s/mm<sup>2</sup>) se caracterizan por presentar buena relación señal/ruido (S/R),

pero escasa ponderación de difusión. A medida que el valor b aumenta, la sensibilidad a los efectos de difusión se incrementa, aunque a expensas de una reducción de la relación S/R, de una mayor distorsión de la imagen y de un aumento del tiempo de eco (Fig. 6) <sup>(6,7)</sup>.

### b) Valoración cuantitativa: mapa ADC

La segunda etapa del análisis de las secuencias de difusión consiste en el análisis cuantitativo del coeficiente de difusión aparente (o mapa ADC) <sup>(7,12)</sup>. En términos matemáticos, el cálculo o mapa ADC (independiente del poder del campo magnético y expresado en mm<sup>2</sup>/s) se obtiene en cada vóxel a través de un ajuste monoexponencial realizado en base a la intensidad de señal medida (en escala logarítmica) y a los valores b de la siguiente manera <sup>(6,7,11,12,14)</sup>:

$$ADC = \log [(S0/S1)/(b1-b0)]$$

S0: intensidad de señal en imágenes sin ponderación de difusión

(b [el factor gradiente de la secuencia de pulso] = 0 s/mm<sup>2</sup>).

S1: señal de intensidad en las imágenes de difusión.

Por lo tanto, el cálculo del mapa ADC se basa en el logaritmo negativo del radio de dos sets de imágenes adquiridas, relacionando aquellas obtenidas sin la aplicación de un gradiente de difusión (b=0 s/mm<sup>2</sup>) con las adquiridas luego del empleo del gradiente de difusión (por ejemplo, b=50, 500 o 1000 s/mm<sup>2</sup>), siendo necesario para poder realizar el mapa ADC la adquisición de al menos dos valores b <sup>(7,8,12,14)</sup>.

El proceso del cálculo del mapa ADC es automático y se realiza en la etapa de posprocesamiento de la información y suele encontrarse disponible en la mayoría de los scanners y/o estaciones de trabajo <sup>(7,8,14)</sup>. Suele ser presentado como una imagen paramétrica en escala de grises (valoración visual del mapa ADC) que refleja las diferencias de difusión de las moléculas de agua en un sector determinado (Fig. 10). También pueden seleccionarse áreas de interés (ROI)

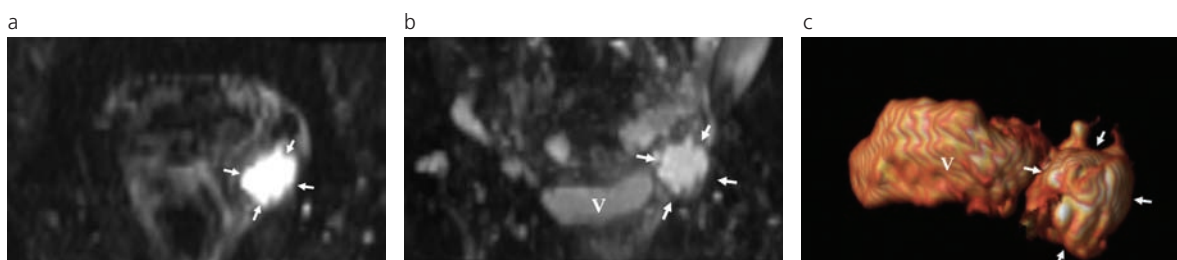


Fig. 9. Posprocesado. Mismo paciente que en Fig. 8. Se muestra la lesión anexial en estudio (flechas). V: vejiga urinaria. a) Reconstrucción multiplanar coronal en escala de grises; b) proyección de intensidad máxima en escala de grises; c) reconstrucción volumétrica.

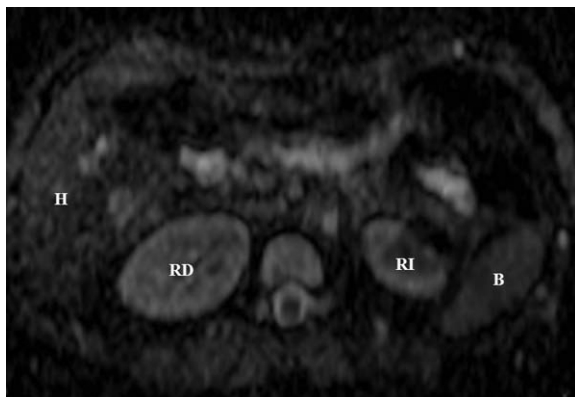


Fig. 10. Mapa ADC. Mapa ADC paramétrico en escala de grises obtenido con secuencias de difusión aplicadas a la cavidad abdominal. RD: riñón derecho; RI: riñón izquierdo; B: bazo; H: hígado.

por sus siglas en inglés) en el interior del mapa ADC para determinar el promedio (o ADC medio) de un tejido o área específica (Fig. 11) (7, 12, 14).

### INTERPRETACIÓN IMAGENOLÓGICA

En las secuencias de difusión, el contraste de la imagen depende de las diferencias de movimiento de las moléculas de agua contenidas en el interior de los tejidos. Por lo tanto, tejidos o estructuras que presenten moléculas de agua en libre movimiento demostrarán hallazgos en RM diferentes a los observados en aquellos que contienen moléculas de agua con movimiento limitado o restringido.

**A) Tejidos o estructuras que presentan moléculas de agua en libre movimiento**, ya sean normales (inte-

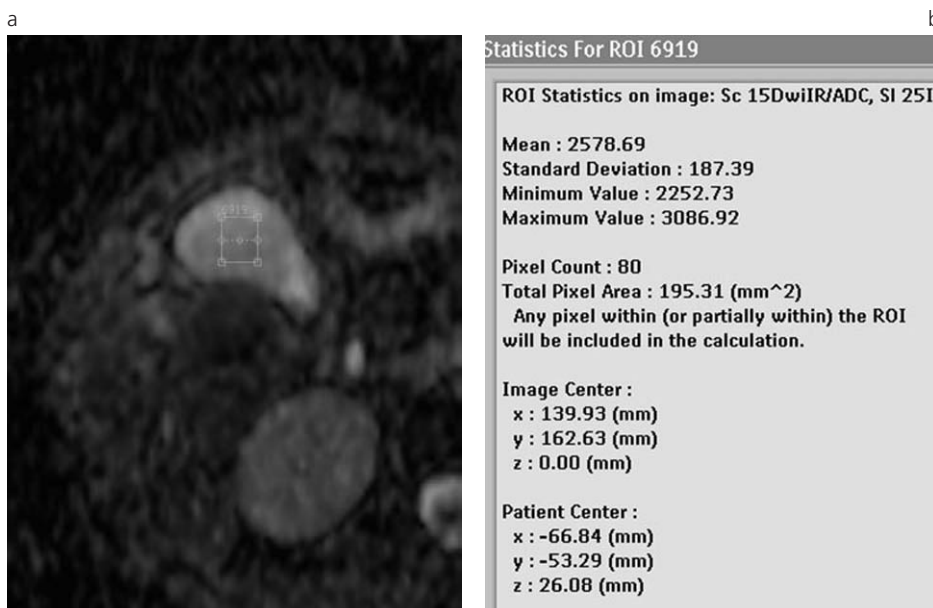


Fig. 11. Medición de la región de interés en el mapa ADC. a) Mapa ADC de la región superior del abdomen, con ROI insertado en el interior de la vesícula biliar. b) El cuadro expone los datos estadísticos del ROI (promedio 2578 seg/mm<sup>2</sup>).

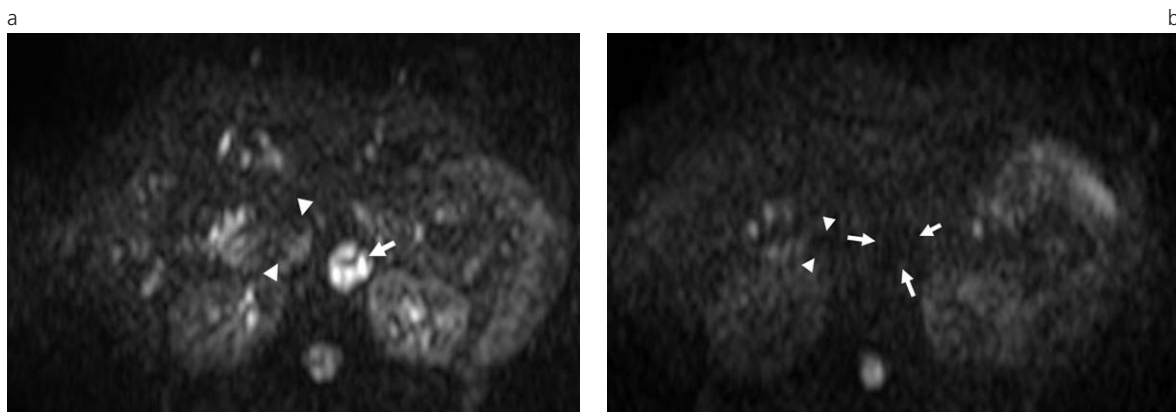


Fig. 12. Pérdida de la intensidad de señal con valores b bajos en estructuras que contienen moléculas de agua con difusión libre. a) Imagen axial sin ponderación de difusión ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ) en la que se observan la arteria aorta abdominal (flecha) y la vena cava inferior (cabezas de flecha) con elevada señal de intensidad. En el mismo paciente, en una imagen levemente ponderada en difusión ( $b=50 \text{ seg/mm}^2$ ), se reconoce la pérdida de la intensidad de señal de esas estructuras vasculares (flechas y cabezas de flecha).

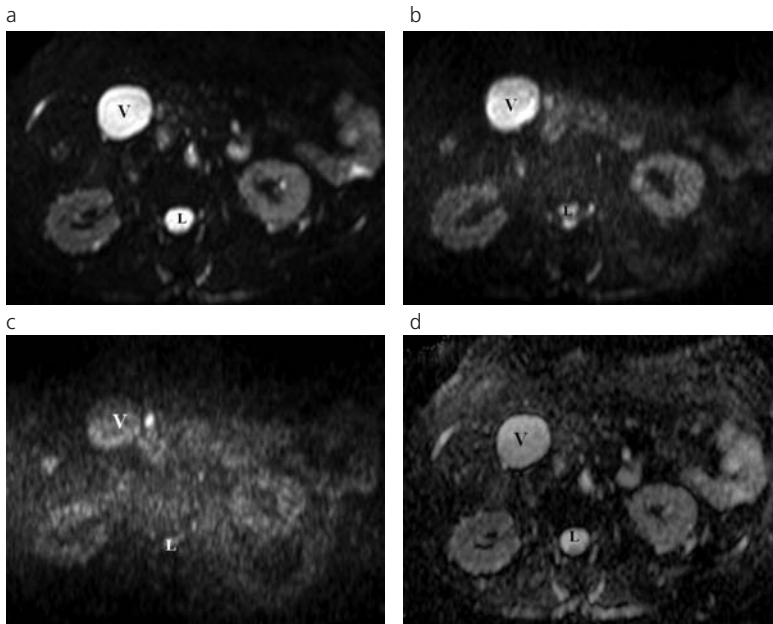


Fig. 13. Comportamiento en difusión de estructuras normales que presentan movimiento libre de las moléculas de agua. Imágenes de difusión en escala de grises obtenidas sin ponderación ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ) (a); con moderada ponderación ( $b=500 \text{ seg/mm}^2$ ) (b), y (c) con fuerte ponderación de difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ). El contenido de la vesícula biliar (V) y el líquido céfalo-raquídeo (L) presentan elevada señal en (a) y (b), y pérdida de señal en (c). En el mapa ADC (d) este tipo de estructuras o tejidos se caracterizan por presentarse brillantes o intensos, indicando ausencia de restricción.

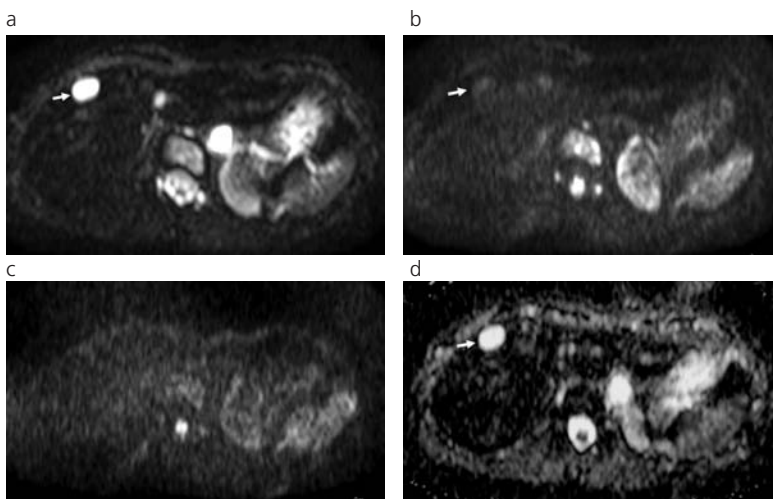


Fig. 14. Comportamiento en difusión de estructuras patológicas que presentan movimiento molecular libre. a) Imagen sin ponderación de difusión de pequeña formación oval en el lóbulo hepático derecho, hiperintensa, correspondiente a quiste biliar simple (flecha). b) Imagen con moderada ponderación de difusión ( $b=500 \text{ seg/mm}^2$ ) que muestra marcada reducción de la señal de intensidad por parte de la lesión en estudio (flecha). c) Con fuerte ponderación de difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ), la imagen quística ya no se observa. d) La intensidad de señal alta que presenta la formación quística en el mapa ADC (flecha) permite determinar la presencia de moléculas de agua en libre movimiento en el interior de la lesión.

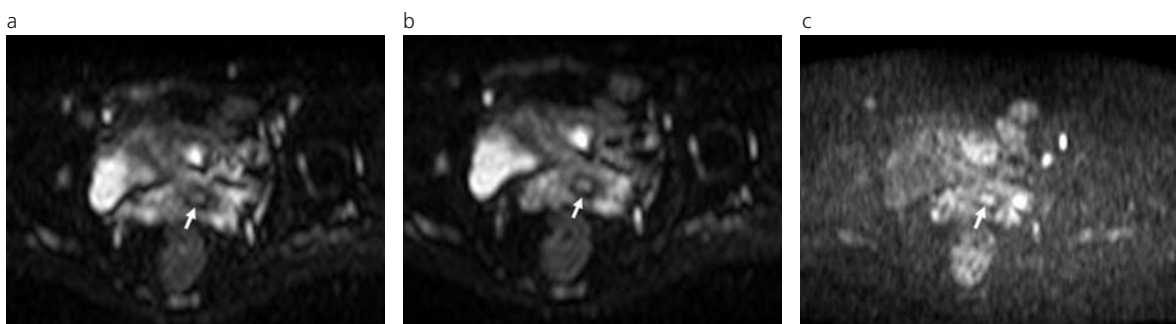


Fig. 15. Difusión de imagen en tejidos o estructuras normales que presentan restricción del movimiento de las moléculas de agua. a) Imagen de difusión obtenida sin ponderación de difusión ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ), observándose alta señal de intensidad del endometrio uterino (flechas), que se mantiene con valores  $b$  mayores ( $b=50 \text{ seg/mm}^2$ ) (flechas en b), incluso con franca ponderación de difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ) (flechas en (c)).

rrior de los vasos sanguíneos, vesícula biliar, vejiga urinaria) o patológicos (quistes simples) y aquellos que presentan membranas celulares alteradas (tejidos necróticos), demostrarán alta señal de intensidad en

las imágenes obtenidas sin ponderación de difusión ( $b=0 \text{ s/mm}^2$ ) debido al efecto T2<sup>(7,13)</sup>. En dichas estructuras habrá pérdida de la intensidad de señal a medida que el valor  $b$  aumente ya que los vóxeles que con-



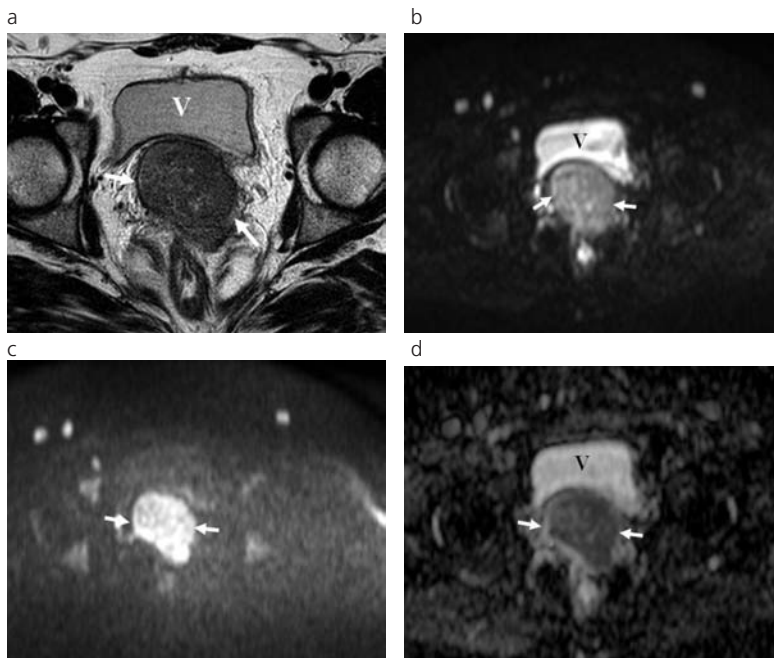


Fig. 16. Carcinoma de cuello uterino. a) Axial TSE T2 que evidencia voluminosa masa lesional sólida correspondiente a carcinoma de cuello uterino (flechas). Nótese cómo la lesión conserva su elevada intensidad de señal tanto en imágenes levemente potenciadas en difusión ( $b=50 \text{ seg/mm}^2$ ) (flechas en b)) como en aquellas fuertemente potenciadas en difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ) (flechas en c)). d) En el mapa ADC, la lesión tumoral presenta baja señal de intensidad, indicando restricción del movimiento de las moléculas de agua (flechas). Se observa que a medida que aumenta el valor b, la vejiga urinaria (compuesta por moléculas de agua en libre movimiento) pierde intensidad de señal presentándose hiperintensa en el mapa ADC y demostrando un comportamiento contrario a la lesión tumoral.



Fig. 17. Absceso perianal. a) Imagen axial sin ponderación de difusión ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ) donde se observan múltiples colecciones líquidas de localización perianal (flechas), las que conservan su señal de intensidad incluso con fuerte ponderación de difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ). c) En el mapa ADC las formaciones en estudio se presentan hipointensas (flechas), indicando restricción del movimiento molecular.

tienen a las moléculas de agua van a presentar un gran desfase en el momento de adquisición del eco (<sup>7, 13</sup>). Sin embargo, el valor b con el que un determinado tejido o estructura pierde su intensidad de señal depende de su composición molecular (<sup>6, 8, 11</sup>). Por ejemplo, el contenido de los vasos sanguíneos pierde señal con valores b bajos (en general con  $50 \text{ s/mm}^2$ , denominado “sangre negra”) (Fig. 12), mientras que la vejiga urinaria y la vesícula biliar lo hacen en forma gradual, demostrando ausencia de señal con valores b altos ( $1000 \text{ s/mm}^2$  o más) (Fig. 13) (<sup>6</sup>).

En cuanto a la valoración del mapa ADC, este tipo de estructuras se caracteriza por presentar un tono gris claro, mostrándose brillantes o intensas (Fig. 14) (<sup>6, 8, 11</sup>).

**B) Tejidos o estructuras que presentan moléculas de agua con movimiento limitado o restringido.** En tejidos o estructuras normalmente muy celulares (cerebro, médula espinal, tejido linfático normal, mucosa intestinal, endometrio) o patológicos (lesiones tumorales hiper celulares, abscesos), el movimiento de

las moléculas de agua se encuentra limitado, conservando su intensidad de señal incluso con valores b altos ( $500-1000 \text{ s/mm}^2$ ), por lo que se mostrarán persistentemente brillantes o intensos incluso con valores b altos (<sup>6, 7, 11, 13</sup>). Consecuentemente, la presencia de un área o región con elevada señal de intensidad en imágenes de difusión con valores b altos sugiere en primera instancia restricción o limitación del movimiento de los protones de agua en el tejido en estudio. Su valoración final, no obstante, requiere del análisis cuantitativo o mapa ADC, en el que mostrarán un tono gris oscuro (Fig. 15-17) (<sup>1, 6, 8, 11, 13</sup>).

## LIMITACIONES

**a) Relacionadas con la secuencia:** la principal limitación que presentan las secuencias de difusión en RM es una baja relación señal/ruido (Fig. 6). Sin embargo, ella puede mejorar con la adquisición de

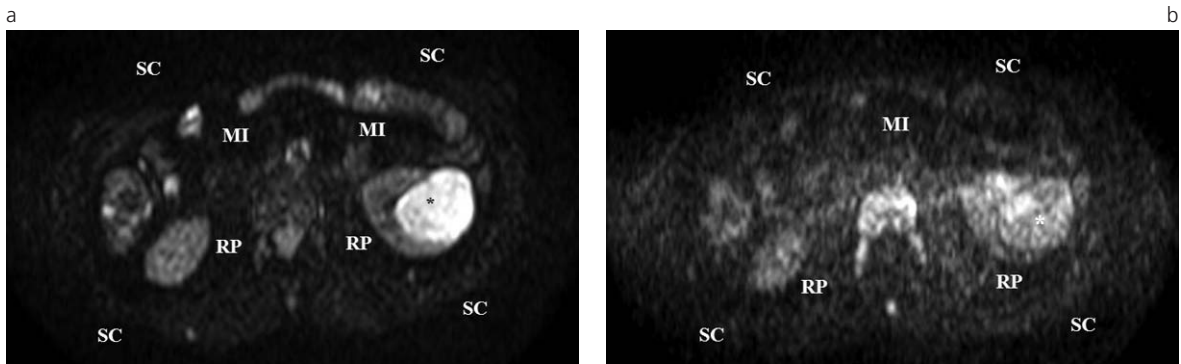


Fig. 18. Técnicas de supresión grasa. Imagen axial obtenida sin ponderación de difusión ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ) y con moderada ponderación de difusión ( $b=500 \text{ seg/mm}^2$ ), adquiridas -al igual que el resto de los ejemplos de este trabajo- con secuencias ecoplanares T2. Nótese la ausencia de intensidad de señal en las áreas característicamente compuestas por tejido adiposo (CS: celular subcutáneo; RP: retroperitoneo; MI: mesenterio intestinal) debido a que las imágenes fueron obtenidas con STIR (short inversión time inversión-recovery). Quiste renal simple (\*).

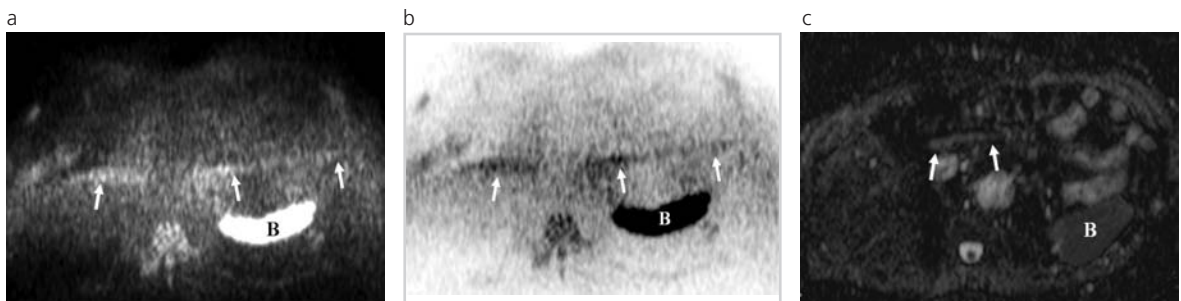


Fig. 19. Artefactos por movimientos respiratorios. Imágenes fuertemente ponderadas en difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ) en escala de grises (a), en escala de grises invertida (b), y mapa ADC correspondiente (c), donde se observan imágenes curvas que se proyectan en el interior de la cavidad abdominal (flechas), correspondientes a artefactos por movimientos respiratorios.

imágenes con campos magnéticos ultra-altos (3.0 T vs. 1.5 T), reduciendo el tiempo de eco ( $< 100 \text{ ms}$ ), aumentando el número de adquisiciones (dos o tres), el espesor de corte (mínimo 6-7 mm) y el campo de visión, y/o utilizando una matriz grosera (128 x 128 en 1.5T, 256 x 256 en 3T) (7).

**b) Relacionadas con la adquisición:** actualmente, las imágenes de difusión se adquieren generalmente con secuencias ecoplanares en *single-shot*, las que presentan dos limitaciones fundamentales inherentes a la técnica: susceptibilidad magnética y desplazamiento químico (6, 15, 16).

La alta sensibilidad a los efectos de susceptibilidad magnética (diferencia de campo magnético en las interfaces de tejidos diferentes) se debe a que las secuencias ecoplanares se encuentran fuertemente ponderadas en  $T2^*$  (3, 15). Por su parte, los intensos efectos de desplazamiento químico pueden ser reducidos al adquirir imágenes con técnicas de supresión grasa. Con la *Short Inversión Time Inversión-Recovery* (STIR) se puede suprimir el tejido adiposo en grandes volúmenes logrando una mayor supresión de la grasa, aunque con un tiempo de adquisición mayor y menor visualización de la lesión en comparación con las técnicas de saturación grasa espectral (Fig. 18). En los casos particulares en los que se deben evaluar pequeños volúmenes pueden ser de mayor utilidad las técnicas con

mejor relación señal/ruido (S/R), (por ejemplo, *chemical fat-selective saturation* y *selective water excitation*) (6, 7).

**c) Relacionadas con el mapa ADC:** la certeza de la información brindada por el mapa ADC aumenta a medida que se adquiere un mayor número de valores b. Sin embargo, esto trae aparejado un incremento en el tiempo de evaluación (7). Asimismo, es importante reconocer que el resultado, y por lo tanto la seguridad de la información provista por el mapa ADC, pueden variar por diversas causas, ya sea por el *hardware* (scanners diseñados por distintos fabricantes presentan implementaciones ligeramente diferentes en cuanto a la adquisición de imagen, a la *performance* del gradiente y a las estrategias de reducción de artefactos), o por factores humanos (variabilidad interobservador) o biológicos (constitución de la lesión), lo que determina diferencias a veces importantes en el resultado final del mapa (12). Incluso mapas obtenidos en base a secuencias adquiridas con respiración contenida no pueden correlacionarse directamente con los obtenidos con respiración libre o gatillado respiratorio, ya que estos presentan con frecuencia valores ADC más altos (7, 12).

**d) Relacionadas con el área de exploración:** a pesar de los esfuerzos técnicos, las imágenes de difusión en el abdomen sufren los artefactos del movimiento que generan las estructuras orgánicas normales, particularmente las de localización intraperitone-

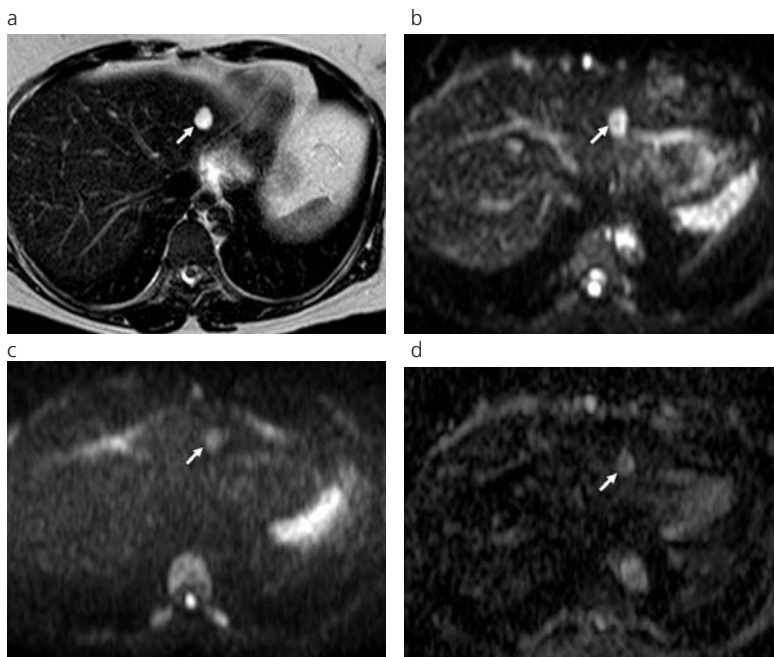


Fig. 20. Efecto T2. a) Imagen axial ponderada en T2 y obtenida con respiración contenida y TE largo que demuestra pequeño quiste biliar simple en lóbulo hepático izquierdo (flecha). En las imágenes sin ponderación de difusión ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ) y con moderada ponderación ( $b=500 \text{ seg/mm}^2$ ) se presenta persistentemente intensa (flechas en b y c). Si bien en este caso la alta señal de intensidad es dependiente del T2, puede sugerir restricción molecular, lo que puede ser aclarado con la interpretación del mapa ADC, en el que la imagen demuestra elevada señal de intensidad (flecha en d) indicando ausencia de restricción del movimiento de las moléculas de agua.

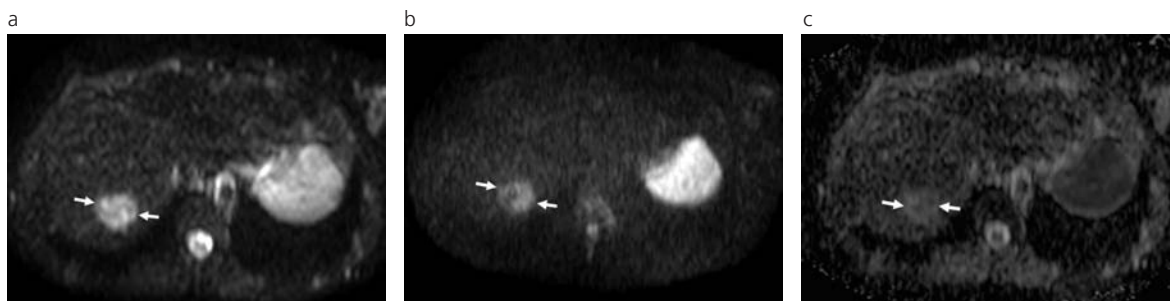


Fig. 21. Flujo sanguíneo lento en hemangioma hepático. a) Imagen de difusión en plano axial ( $b=0 \text{ seg/mm}^2$ ) que muestra imagen redondeada, bien definida, localizada en el lóbulo caudado hepático, marcadamente hiperintensa. b) Imagen axial fuertemente ponderada en difusión ( $b=1000 \text{ seg/mm}^2$ ), reconociéndose persistencia de elevada señal de intensidad por parte de la lesión en estudio (flechas). c) En el mapa ADC, el hemangioma hepático se presenta hipointenso (flechas), en este caso debido a flujo vascular interno lento más que a una verdadera restricción del movimiento molecular.

al (peristalsis intestinal) <sup>(6,7)</sup>.

También el movimiento respiratorio produce artefactos en las secuencias de difusión en abdomen y pelvis, lo que resulta particularmente evidente cuando se adquieren imágenes con respiración libre (*free breath*). La adquisición de estas secuencias con técnica de respiración contenida (*breath hold*) reduce significativamente dicho artefacto, aunque presenta baja relación S/R, mayor sensibilidad a artefactos de pulsatilidad y susceptibilidad magnética, limitando el número de valores b adquiridos durante la respiración (Fig. 19) <sup>(6,7,17)</sup>.

## ERRORES COMUNES DE INTERPRETACIÓN

### a) Brillo o hiperintensidad por efecto T2 (*T2 shine-through*)

Las secuencias de difusión se encuentran ponderadas en T2. Por lo tanto, la intensidad de señal de los

tejidos obtenida no solamente depende de la difusión de las moléculas de agua sino también del tiempo de relajación tisular T2. Esto explica por qué tejidos o estructuras con un prolongado tiempo de relajación T2 (por ejemplo, la vesícula biliar normal, los quistes simples, etc.) presentan elevada intensidad de señal en las imágenes obtenidas con valores b altos, lo que depende del efecto T2 más que de una verdadera limitación del movimiento de las moléculas de agua. Si bien este efecto puede ser evitado reduciendo el tiempo de eco, la solución más práctica y sencilla consiste en correlacionar dichas imágenes con el mapa ADC, donde evidenciarán (a diferencia de aquellas con verdadera limitación del movimiento molecular) elevada intensidad de señal (Fig. 20) <sup>(6,7,12)</sup>.

### b) Flujo sanguíneo lento (*slow-flowing blood*)

Las moléculas de agua en el interior de los vasos sanguíneos se muestran altamente móviles por lo que pierden intensidad de señal con facilidad con valores



b bajos (ver efecto de sangre negra). Sin embargo, en pacientes con estructuras vasculares con flujo lento, pueden evidenciar el aspecto descrito para los tejidos o estructuras altamente celulares, es decir, elevada intensidad de señal incluso con valores b altos, lo que puede conducir a errores de interpretación. El ejemplo más típico suelen ser las imágenes de difusión del hemangioma hepático, el que presenta alta señal de intensidad tanto con valores b bajos ( $0 \text{ s/mm}^2$ ,  $50 \text{ s/mm}^2$ ) como con valores b relativamente altos ( $500 \text{ s/mm}^2$ ). Esta intensidad de señal alta se debe a la existencia de un flujo sanguíneo intralesional lento. Sin embargo, y a diferencia del efecto "hiperintensidad por efecto T2", esto no puede ser aclarado tras el análisis posterior del mapa ADC ya que dichas lesiones suelen manifestar baja intensidad de señal, simulando el comportamiento de una lesión tumoral sólida hiper celular. Por lo tanto, en este caso en particular, la interpretación de los hallazgos obtenidos con las secuencias de difusión debe ser necesariamente correlacionada con el patrón de presentación de la lesión en estudio en las distintas secuencias de RM y su comportamiento tras la administración de contraste endovenoso (Fig. 21) <sup>(7)</sup>.

## GADOLINIO Y DIFUSIÓN. ADQUISICIÓN EN ABDOMEN

Las imágenes de difusión habitualmente se adquieren previo a la administración del contraste endovenoso ya que su obtención luego de su administración no reporta beneficios o ventajas adicionales <sup>(6)</sup>.

## CONCLUSIÓN

Las secuencias de difusión en RM ofrecen importante información funcional y estructural de los tejidos biológicos. Su correcta valoración se basa en el estudio cualitativo (valor b) y cuantitativo (mapa ADC) de las imágenes obtenidas. Sin embargo, la interpretación de los resultados aún no se encuentra clarificada ya que existen diversos factores (*hardware*, *software*, biológicos) que pueden potencialmente influir en el resultado final. Sin duda, la optimización de las secuencias (reducción del tiempo de adquisición, reducción de artefactos de movimiento, capacidad de adquisición de múltiples valores b, entre otras) traerá como consecuencia una mayor capacidad y seguridad en el diagnóstico. Por el momento, la interpretación de las imágenes de difusión debe ser necesariamente correlacionada con los hallazgos observados en las secuencias morfológicas.

## Bibliografía

1. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics* 2009;29(6):1797-810.
2. Saremi F, Knoll AN, Bendavid OJ, Schultze-Haakh H, Narula N, Sarlati F. Characterization of genitourinary lesions with diffusion-weighted imaging. *Radiographics* 2009;29(5):1295-317.
3. Whittaker CS, Coady A, Culver L, Rustin G, Padwick M, Padhani AR. Diffusion-weighted MR imaging of female pelvic tumors: a pictorial review. *Radiographics* 2009;29(3):759-74.
4. Taouli B, Koh DM. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *Radiology* 2010;254(1):47-66.
5. Bitar R, Leung G, Perng R, et al. MR pulse sequences: what every radiologist wants to know but is afraid to ask. *Radiographics* 2006;26(2):513-37.
6. Hagmann P, Jonasson L, Maeder P, Thiran JP, Wedeen VJ, Meuli R. Understanding diffusion MR imaging techniques: from scalar diffusion-weighted imaging to diffusion tensor imaging and beyond. *Radiographics* 2006;26:S205-S223.
7. Jacobs MA, Ibrahim TS, Ouwerkerk R. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: MR imaging: brief overview and emerging applications. *Radiographics* 2007;27(4):1213-29.
8. Marta CS, Lafuente J: Técnicas especiales: difusión, imagen funcional, perfusión, espectroscopía, rm cardíaca, rm de cuerpo completo, estudios funcionales del tracto digestivo. En: Lafuente J, ed. Atlas de tecnología de la resonancia magnética. Madrid (España): Larrey SL; 2004.p.379-444.
9. Einstein A. Investigations on the theory of the brownian movement. New York, NY: Dover Publications;1956.
10. Pooley RA. AAPM/RSNA Physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. *Radiographics* 2005;25(4):1087-99.
11. Stejskal E, Tanner J. Spin diffusion measurements: spin echoes in presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 1965;42(1):288-92.
12. Poustchi-Amin M, Mirowitz SA, Brown JJ, McKinsty RC, Li T. Principles and applications of echo-planar imaging: a review for the general radiologist. *Radiographics* 2001;21(3):767-79.
13. Koh D, Collins DJ. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *AJR Am J Roentgenol* 2007;188(6):1622-35.
14. Neil JJ. Measurement of water motion (apparent diffusion) in biological systems. *Concepts Magn Reson* 1997;9(6):385-401.
15. Bammer R. Basic principles of diffusion-weighted imaging. *Eur J Radiol* 2003;45(3):169-84.
16. Kwee TC, Takahara T, Koh DM, Nieuvelstein RA, Luijten PR. Comparison and reproducibility of ADC measurements in breathhold, respiratory triggered, and free-breathing diffusion-weighted MR imaging of the liver. *J Magn Reson Imaging* 2008;28(5):1141-8.
17. Yamashita Y, Tang Y, Takahashi M. Ultrafast MR imaging of the abdomen: echo planar imaging and diffusion-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 1998;8(2):367-74.