

Imagen de difusión en Resonancia Magnética abdominopélvica: Técnica y utilidad.

Tipo: Presentación Electrónica Educativa

Autores: **Anthony Vizarreta Figueroa**, Jaime Salvador García, Fernando Brahm Mallagaray, Juan Manuel Pazos Guarín, Fructuoso Delgado Cerdón

Objetivos Docentes

Revisar los aspectos físicos básicos de la técnica de difusión en Resonancia Magnética, así como también las ventajas, utilidades, aplicaciones, limitaciones y potenciales errores en la patología abdominopélvica.

Revisión del tema

Introducción

Desde los años 90, una serie de avances tecnológicos hicieron posible la aplicación de la difusión en RM a regiones extracraneales, incluyendo el abdomen y pelvis. El desarrollo de la imagen ecoplanar, gradientes de alta amplitud, bobinas multielemento y la adquisición en paralelo han sido imprescindibles. La adquisición en paralelo, mediante la reducción del tiempo de eco (TE), la longitud de trenes de eco y el tiempo de llenado del espacio K, permite adquisiciones rápidas con menos artefactos de movimiento, obteniendo imágenes de difusión de alta calidad.

La RM es una técnica con gran capacidad de contraste tisular que obtiene información cualitativa y cuantitativa explorando diversos parámetros biofísicos como la densidad protónica, tiempos de relajación (T1, T2, T2*), flujos sanguíneos y permeabilidad capilar, oxigenación tisular o distribución de metabolitos. La difusión explora el movimiento browniano de las moléculas de agua en el organismo.

Bases físicas

Conceptos básicos:

Las moléculas de agua contenidas en un recipiente fuera del cuerpo están en constante movimiento desinhibido browniano, llamado difusión libre.

En contraposición, el movimiento del agua en los tejidos biológicos está restringido debido a la interacción con macromoléculas y membranas que lo modifican o limitan.

En el vóxel de un tejido biológico, la señal de difusión es resultado del movimiento de las moléculas de

agua en los espacios extracelular, intracelular e intravascular y dependerá del tamaño de cada compartimento. [Fig. 1](#)

El grado de restricción está directamente relacionado con la celularidad del tejido y la integridad de las membranas. De esta manera el movimiento del agua está más restringido en tejidos con alta celularidad y membranas íntegras (i.e. tejido tumoral). En contraste, un ambiente hipocelular provee un amplio espacio extracelular que permite la difusión del agua que incluso puede moverse del espacio extracelular a intracelular a través de membranas celulares defectuosas.

El valor medio de desplazamiento que ocurre durante una medición de difusión está estimado en aproximadamente 8 μ m. En comparación, el tamaño medio de las células de los tejidos biológicos es de 10 μ m. De esta manera, la información provista por la imagen de difusión refleja cambios que ocurren en una escala celular y en su microambiente.

Entendiendo la secuencia básica de pulsos de Difusión

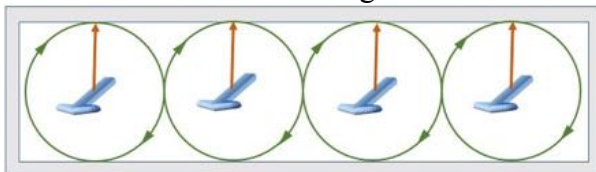
Está basada en una Secuencia T2 espín eco ([Fig. 2](#)), dado un corte seleccionado:

1. Pulso inicial RF de 90°: Magnetización transversa, protones en fase
2. Free induction decay: Relajación T2, tendencia al desfase
3. Pulso RF de 180°: Inversión de la magnetización longitudinal.
4. Recuperación progresiva de la precesión sincronizada, tendencia al refase.
5. Obtención de la señal.
6. Obtención de la imagen cuyo contraste es debido a la relajación T2.

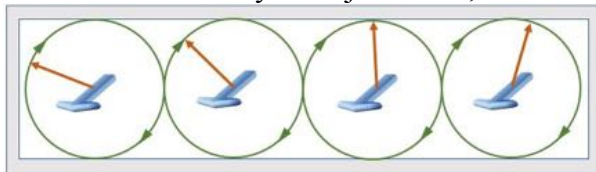
La secuencia de difusión resulta de aplicar gradientes magnéticos antes y después del pulso RF de 180°, de igual amplitud y duración pero de sentido inverso, dado un corte seleccionado. Al añadir estos gradientes se introduce el factor tiempo (demora), de tal forma, la señal obtenida va a ser resultado sólo de aquellos protones que han sido afectados por ambos gradientes y que no se hayan trasladado, durante ese tiempo ([Fig. 2](#)).

De tal forma la secuencia difusión, según Stejskal Tanner, dado un corte seleccionado:

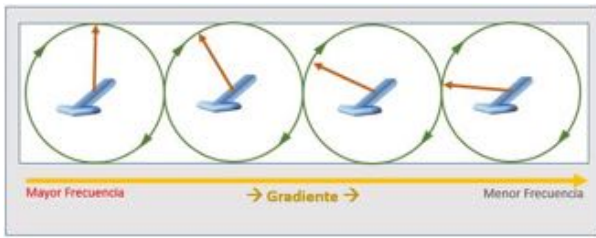
1. Pulso inicial RF de 90°: Magnetización transversa, protones en fase (horario)



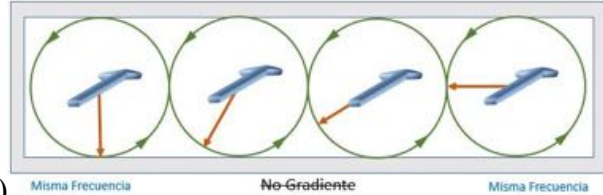
2. Free induction decay: Relajación T2, tendencia al desfase.



3. Gradiente de desfase: Algunos protones precesan a mayor frecuencia respecto de otros, logrando un desfase ordenado de los protones (Información de fase).

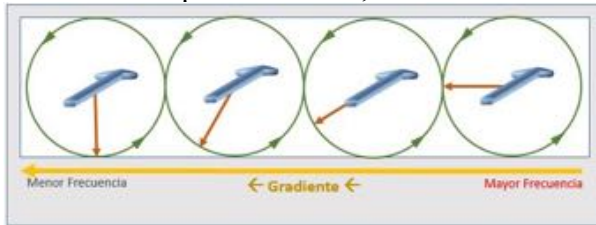


4. Finalizado el gradiente, los protones precesan ordenadamente desfasados, pero con la misma frecuencia por lo que se les aplica el pulso RF de 180°: Inversión de la magnetización longitudinal

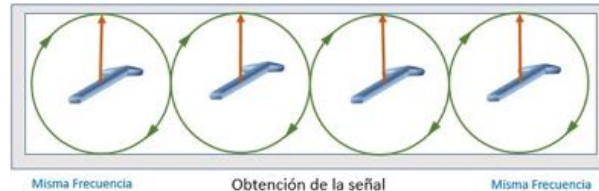


y del sentido de giro de precesión (antihorario)

5. Gradiente de refase: Los protones precesan en sentido contrario y al aplicar el segundo gradiente de misma duración y amplitud, pero de sentido inverso, algunos protones precesan con mayor frecuencia respecto de otros, tendiendo al refase.



- 6.



Protones en fase. Obtención de la señal.

7. Obtención de la imagen cuyo contraste es debido a la señal de los protones que no han difundido.

Los protones que hayan difundido, habrán perdido su señal.



Valor b:

La sensibilidad de la secuencia de difusión al movimiento del agua puede modificarse al modificar la amplitud o duración del gradiente y el intervalo de tiempo entre gradientes. En la práctica esto se puede realizar cambiando el factor b, el cual es proporcional a estos tres factores, y es definido por:

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$$

γ = Constante giromagnética de Larmor

G = Amplitud del gradiente

δ = Duración del gradiente
 Δ = Intervalo entre gradientes

Cuando el valor b es modificado, es la amplitud del gradiente la que usualmente se modifica, en vez de la duración o el intervalo.

Las moléculas de agua con un alto grado de difusión, como las del espacio intravascular, mostrarán pérdida de señal con valores bajos de b ($b=50 - 100$ s/mm²) [Fig. 10](#).

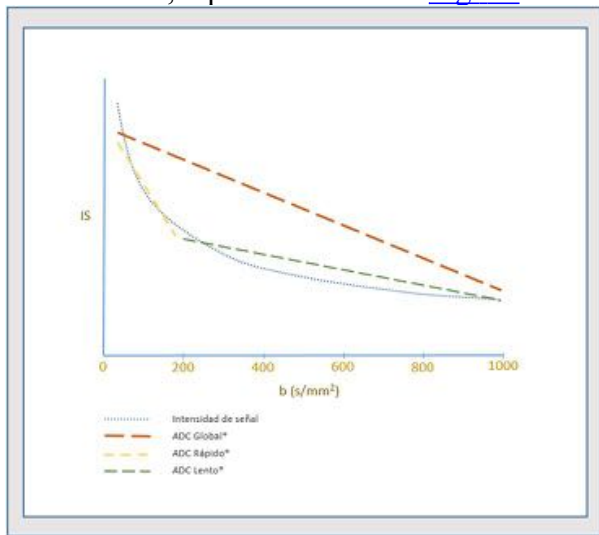
En cambio, valores altos de b ($b=1000$ s/mm²) son requeridos para percibir moléculas de agua de movimiento lento o bajo grado de difusión [Fig. 10](#).

Con variabilidad entre ellos, los tejidos biológicos normales presentan grados variables de difusión objetivando cada vez mayor pérdida de la señal y detrimento de la relación señal/ruido, conforme se obtienen imágenes con valores de b más altos. Los tejidos pierden señal conforme aumenta el valor b [Fig. 11](#).

Análisis cuantitativo

Se realiza calculando el coeficiente de difusión aparente. Se podrá analizar cuantitativamente la imagen de difusión si obtenemos como mínimo dos valores b .

La pendiente de la línea que obtenemos con el logaritmo de la intensidad de señal del tejido respecto a los valores b , representa al ADC [Fig. 10](#).



No obstante, es simplista asumir que la caída de la señal con el incremento de valores b ocurra de forma lineal en los tejidos. Generalmente ocurre de manera biexponencial cayendo inicialmente con mayor pendiente ADC en valores bajos de b , debido a la perfusión capilar (intravascular), donde la señal de las moléculas de alto grado de movimiento se pierde rápidamente. De esta manera, las imágenes adquiridas en un rango que incluyan valores bajos de b , serán sensibles a la atenuación de la señal por fenómenos de perfusión o pseudodifusión ([Fig. 12](#)).

El segundo componente exponencial de la caída de la señal de menor pendiente ADC ocurre dentro de rango de valores altos de b ($b>150$) siendo menos sensible a la perfusión intravascular y más sensible a la difusión de los espacios intracelular y extracelular. Este mapa de ADC puede proveer una estimación más precisa de la celularidad del microambiente tumoral al disminuir las contribuciones vasculares ([Fig. 12](#)).

El uso de solo dos valores b no es adecuado para caracterizar el comportamiento biexponencial. Si valoramos el ADC con dos b bajos, este es más sensible a la perfusión capilar intravóxel. Si lo calculamos con dos b altos, es menos sensible a la perfusión y teóricamente refleja mejor la celularidad y la integridad de las membranas ([Fig. 14](#)).

En el ámbito de la investigación existen aproximaciones multiexponenciales más exactas, pudiendo obtener más medidas aumentando el número de valores de b . Según el modelo bicompartimental, con tres valores podemos separar el componente de perfusión ($b < 150$) del de difusión ($b > 150$), que se representan como ADC rápido y ADC lento. Con un mayor número de valores b , el modelo de movimiento incoherente en el interior de un vóxel (IVIM), descrito por Le Bihan, ha demostrado ser más exacto que el análisis monoexponencial en su aplicación en órganos altamente vascularizados como los riñones, el hígado, el páncreas y próstata, pudiendo medir la difusión pura (D), perfusión pura (D^*) o fracción de volumen vascular ([Fig. 13](#)).

El ADC es independiente de la fuerza del campo magnético y se sobrepone a los efectos de T2, permitiendo una mejor interpretación de resultados, además es calculado para cada píxel de la imagen y es mostrado como un mapa paramétrico, cuyos valores representan cuantitativamente el grado de desplazamiento del agua.

Las áreas de difusión restringida en áreas de alta celularidad muestran valores bajos de ADC comparado con áreas de baja celularidad y difusión no restringida que mostrarán valores altos de ADC.

Análisis cualitativo

La escala de contraste de grises en una imagen potenciada en difusión con un valor b diferente de cero es resultado de la combinación del tiempo de relajación T2 y del coeficiente de difusión del agua extracelular. El mapa computado de ADC aísla el coeficiente de difusión del tiempo de relajación T2.

Esto conlleva a uno de los potenciales errores en el abordaje visual de las imágenes de difusión, ya que un área con un tiempo largo de relajación T2 puede permanecer brillante en difusión y ser confundido con restricción de difusión. Esto es conocido como el efecto T2.

Este efecto puede ser reducido eligiendo un tiempo de eco (TE) apropiadamente corto, y un valor alto de b , aunque puede no ser fácilmente evadido.

La contribución relativa de T2 a las imágenes de difusión es una fuente potencial de error en la interpretación de imagen y puede limitar su utilidad al momento de comparar resultados entre estudios realizados con diferentes protocolos de imagen. Para minimizar estos errores se puede calcular, además del mapa ADC, las imágenes exponenciales, donde se elimina la contribución T2 en la imagen de difusión. La imagen exponencial resulta del radio de una imagen de difusión sobre una imagen sin potenciación en difusión ($b=0$ s/mm²).

Interpretación de la imagen de difusión

Los hallazgos en difusión no son específicos de malignidad, ya que una variedad de condiciones no malignas pueden exhibir restricción de difusión, simulando malignidad. En estas se incluyen las enfermedades inflamatorias, los abscesos, tumores benignos, hemorragias, etc. En particular los abscesos pueden tener marcada restricción de la difusión y mostrar valores bajos de ADC ([Fig. 15](#)).

Hallazgos Falsos Positivos

Debido a que el movimiento del agua está restringido en los tejidos de alta celularidad, los tejidos

normales con dicha características como los linfáticos (amígdalas, adenoides, ganglios linfáticos y bazo) pueden brillar en las imágenes de b altos ([Fig. 11](#)).

Los ganglios linfáticos normales muestran restricción de difusión en diferentes grados. Aunque los ganglios malignos tienden a tener mayor restricción, esta característica puede ser difícil de identificar.

Hallazgos Falsos Negativos

Estructuras anatómicas normales como las glándulas salivales, ganglios linfáticos, bazo, médula espinal, ovarios y testes, médula roja, el endometrio, la pared intestinal, los nervios periféricos y los ganglios neurales, tienen grados variables de restricción de difusión. Las enfermedades que se originan o afectan estas estructuras pueden pasar desapercibidas, llevando a falsos negativos.

Los tumores que son quísticos, con alto contenido proteínico (tumores mucinosos, teratoma) o tener un ADC alto intrínsecamente (i.e. carcinoma de células claras) pueden tener cierta atenuación de la señal en valores altos de b y ser omitidas erróneamente.

Imagen de difusión en abdomen y pelvis.

Para las aplicaciones extracraneales de la difusión, se asume que los impedimentos al movimiento libre del agua son adireccionales (isotrópicos) en la mayor parte de órganos, por lo que la dirección del gradiente puede no estar especificada, no obstante, tejidos como la medular del riñón son anisotrópicos, por ello la dirección de aplicación de los gradientes de difusión usualmente es obtenida de los datos que derivan de tres mediciones ortogonales de difusión.

Un amplio rango de secuencias de imagen y técnicas están disponibles para realizar estudios de difusión en el cuerpo, e incluyen spin eco convencional, turbo spin eco, eco de gradiente, imagen ecoplanar, cada una con sus ventajas y limitaciones.

Las principales estrategias aplicadas son con respiración contenida, con respiración libre y con sincronización respiratoria.

Imagen con respiración contenida

Permite abarcar rápidamente un volumen objetivo. Al no estar afectadas por el movimiento respiratorio, las imágenes mantienen buen detalle anatómico. Las lesiones de pequeño tamaño pueden ser mejor evaluadas y la cuantificación del ADC es teóricamente más precisa. El tiempo de adquisición en cada respiración contenida es de 20-30 segundos y la imagen se completa en pocas respiraciones.

Las desventajas incluyen un número limitado de valores b que se pueden obtener en una respiración contenida, menor relación señal – ruido, y mayor sensibilidad a los artefactos de pulsatilidad y de susceptibilidad.

La imagen con respiración libre

Permite la excitación de múltiples cortes y de menor grosor (4-5mm) mejorando así la resolución espacial y permitiendo el reformateo multiplanar y mayor cobertura anatómica. Permite ser flexibles en el uso de múltiples valores b y mejor análisis cuantitativo. Sin embargo, el tiempo de adquisición es mayor, en torno a 3-6 minutos dependiendo del área de cobertura y el número de valores b usados.

La imagen con sincronización respiratoria

Mejora la relación contraste ruido y minimiza la dispersión de los valores de ADC, aunque requiere mayores tiempos de adquisición.

Utilidad de la difusión

La difusión muestra utilidad en la detección de lesiones, como las metástasis hepáticas, al mejorar el contraste atenuando la señal de los vasos en las imágenes de b bajos (imágenes de sangre negra), en

comparación con las secuencias T2.

También tiene un papel en la caracterización de lesiones, especialmente en estudios no contrastados, a diferenciar lesiones quísticas, quísticas complejas y sólidas ([Fig. 34](#)), y también en la distinción entre patología tumoral y no tumoral en el cáncer prostático.

Existe un interés creciente en la aplicación de la difusión en la detección de la respuesta con la base en el tratamiento antitumoral que resulta en lisis, pérdida de la integridad de la membrana, aumento del espacio extracelular y el consecuente aumento de la difusión del agua y un correspondiente aumento de ADC. Sin embargo, este esquema no considera la contribución de la perfusión vascular, el cual puede ser sustancial en un tumor, por lo que se debe tener en cuenta que las terapias contra la vascular tumoral pueden resultar en una reducción del ADC, especialmente en las imágenes adquiridas con valores b bajos, sensibles a la perfusión.

Estudios en el carcinoma rectal, gliomas cerebrales, y metástasis hepáticas colorrectales han mostrado que un valor ADC bajo pretratamiento responde mejor a la quimioterapia o radioterapia, que aquellos tumores con ADC alto pretratamiento. Una posible explicación es el mayor grado de necrosis en tumores de ADC alto, implicando ser más hipóxicos, acidóticos y pobremente perfundidos, conllevando a una menor sensibilidad a la quimioterapia o radioterapia. De esta forma, la difusión puede presentar un papel en la predicción de respuesta al tratamiento.

Aplicaciones de la difusión

APLICACIONES HEPATOBILIARES

Enfermedad hepática difusa

Varios estudios han evaluado la difusión incluyendo al análisis biexponencial separando la perfusión y la difusión. Aunque las diferencias en la técnica y la causa de la fibrosis en los estudios limitan el desarrollo de un metaanálisis parece haber acuerdo en que los hígados afectados por cirrosis presentan valores ADC más bajos que los normales ([Fig. 16](#)).

Los hallazgos con técnicas avanzadas de posproceso que cuentan con las contribuciones de la perfusión a los valores de se sugieren que los valores bajos de ADC pueden estar primariamente debidos a la perfusión reducida en cirrosis más que a la restricción de la difusión

Enfermedad Hepática Focal

La difusión es particularmente útil en la detección de metástasis hepáticas pequeñas que pueden ser difíciles de discernir en secuencias con contraste. Las lesiones de pequeño tamaño suelen resaltar en imágenes con pérdida de señal intravascular (sangre negra) con valores b bajos ($b=50-150s/mm^2$) y aparecer como focos hiperintensos ([Fig. 17](#)).

El uso combinado de la difusión y las secuencias con contraste tienen una mayor sensibilidad en la detección de metástasis hepáticas, comparado con cada secuencia aislada.

La difusión es una secuencia útil en pacientes que no pueden recibir gadolinio debido a disfunción renal u otras razones, y es claramente superior a las secuencias potenciadas en T2 en la detección de metástasis hepáticas.

En la caracterización de lesiones focales, los valores de b altos permiten distinguir lesiones sólidas de lesiones quísticas, que generalmente quedan atenuadas ([Fig. 34](#)). Sin embargo, la distinción entre lesiones sólidas benignas y malignas puede ser imposible, dado que ambas pueden mantenerse hiperintensos en valores de b altos, y es necesario recurrir a las secuencias convencionales y dinámicas ([Fig. 18](#)).

La difusión puede servir como una herramienta para abordar la respuesta temprana de las terapias dirigidas al tumor como la ablación térmica y la embolización en el hepatocarcinoma o las metástasis hepáticas y posiblemente predecir la respuesta al tratamiento en la base de obtener valores de ADC pretratamiento ([Fig. 19](#)).

Asimismo, la difusión presenta un papel en la evaluación de la respuesta de tumores hepáticos. En las primeras semanas o meses, los métodos anatómicos tradicionales, tales como el tamaño del tumor, e incluso los patrones de realce del tumor, no son evidencia de presencia o ausencia de respuesta. Debido a lo costoso de las nuevas terapias tumorales, sería de utilidad predecir la respuesta en un momento temprano, por ejemplo, un mes después del inicio del tratamiento. Ha existido mucho interés en si la difusión puede proporcionar una valoración precisa y temprana de la respuesta tumoral.

Colangiocarcinoma

Los colangiocarcinomas intrahepáticos muestran alta intensidad de señal en valores b altos, por lo que es difícil la distinción con las metástasis, no obstante, la apariencia en diana del colangiocarcinoma ha mostrado un valor predictivo significativo para distinguirlo del hepatocarcinoma de pequeño tamaño en el hígado cirrótico ([Fig. 20](#)).

En la valoración del colangiocarcinoma distal, la difusión con valores de b altos ha mostrado utilidad en la detección y en la diferenciación con causas benignas de obstrucción biliar distal ([Fig. 21](#)).

Colangitis

En las secuencias convencionales potenciadas en T2 la hiperintensidad del espacio periductal biliar en pacientes con colangitis está usualmente oscurecida por la alta intensidad de señal observada dentro de las venas portales y arterias adyacentes. Las secuencias de difusión con valores b menores a 100, ayudan a la detección de colangitis al suprimir la señal del flujo sanguíneo obteniendo imágenes T2 de sangre negra que realzan las áreas de inflamación ductal ([Fig. 22](#)).

APLICACIONES PANCREÁTICAS

Los valores normales del ADC en páncreas han sido publicados entre 1 a 2 mm²/s. La cola del páncreas muestra valores ADC ligeramente menores que la cabeza y el cuerpo.

La difusión no ha mostrado ser útil en delinear el tamaño o agresividad del adenocarcinoma pancreático. Los valores ADC no han mostrado ser útiles en diferenciar el cáncer pancreático de la pancreatitis autoinmune focal. Ambas entidades muestran reducción en el ADC comparado con el páncreas normal, pero con solapamiento sustancial entre ambos ([Fig. 35](#))([Fig. 23](#)).

Se ha visto un incremento de los valores ADC tras el tratamiento esteroideo, y puede representar un método potencial en la evaluación de la respuesta al tratamiento.

APLICACIONES ESPLÉNICAS

Una masa incidental en la cola del páncreas es una situación en la cual los hallazgos de la difusión pueden evitar exámenes adicionales. El bazo típicamente tiene la intensidad de señal de difusión más alta que cualquier órgano abdominal y un bazo accesorio intrapancreático debería imitar al bazo en todas las imágenes de valores b y en todas las fases de contraste mientras que otras lesiones pancreáticas deberían tener características diferentes de captación y difusión ([Fig. 24](#)). Este mismo principio puede ser aplicado a la esplenosis.

APLICACIONES INTESTINALES

La difusión ha mostrado resultados prometedores a la hora de detectar inflamación activa como focos hiperintensos en pacientes con enfermedad de Crohn con una sensibilidad del 80% y especificidad del 95% ([Fig. 25](#)). La difusión del intestino está sujeta a artefactos de movimiento y del gas intestinal, no obstante, el glucagón y el contraste oral son recomendados para minimizarlos. No está claro si la difusión ayuda a cambiar el manejo en la evaluación de la enfermedad inflamatoria intestinal.

Se ha prestado atención considerable a la utilidad de la difusión en la estadificación y evaluación del tratamiento en cáncer de recto localmente avanzado. La difusión puede aumentar la precisión en el estadio T en combinación con las secuencias T2 y puede añadir seguridad en la predicción de desaparición de tumor en la fascia mesorrectal ([Fig. 26](#)).

Los estudios sugieren que un ADC bajo pretratamiento tiene mayor probabilidad de respuesta completa a la terapia. El incremento sustancial y temprano del ADC es probablemente un factor que sugiere buena respuesta.

Los tumores mucinosos tienden a tener valores mayores de ADC y pueden ser confundidos por lesiones benignas.

APLICACIONES RENALES

A diferencia de los órganos abdominales isotrópicos, el riñón presenta anisotropía en las regiones medulares debido a la difusión en los túbulos renales.

La corteza tiene en promedio un ADC más alto en comparación con la médula. Es importante realizar la difusión antes de la administración de gadolinio, ya que el contraste puede afectar las mediciones de ADC.

En pacientes con insuficiencia renal severa, la difusión puede ser útil si el contraste está contraindicado. La pielonefritis puede ser un proceso difuso, focal o multifocal y la difusión ha mostrado ser capaz de mostrar valores bajos de ADC en las áreas de pielonefritis antes de la formación de abscesos y en los focos de infarto. Los abscesos renales y perirrenales tienen la misma apariencia que los abscesos en cualquier lugar.

En un estudio, tras de la ligadura temporal de la arteria renal se encontraron valores bajos de ADC persistentes en la médula mientras que los valores de ADC de la corteza retornaron a lo normal reflejando la sensibilidad de la médula renal a la isquemia ([Fig. 27](#)).

Existe un solapamiento sustancial entre los valores de ADC de los tumores renales sólidos benignos y malignos. Usualmente no es posible diferenciar el grado del carcinoma de células renales o diferenciarlo del carcinoma papilar. Los tratamientos actualmente están dirigidos de acuerdo al grado histológico del tumor. La difusión tiene pocas probabilidades de reemplazar a la biopsia en el manejo de los tumores renales.

La obstrucción aguda del sistema colector urinario puede presentarse sin dilatación del sistema colector, además de estar contraindicado el contraste frecuentemente en estas situaciones. La difusión puede ser una herramienta útil en resolver el problema al demostrar una diferencia significativa en la difusión y perfusión entre el riñón afecto obstruido y el contralateral no afecto ([Fig. 28](#)).

APLICACIONES PROSTÁTICAS

La difusión es capaz de detectar el cáncer en la zona periférica con una mayor sensibilidad y especificidad que las secuencias T2.

En la glándula central, la difusión es probablemente superior a la secuencia T2, pero existe un gran solapamiento en los valores de ADC de la hiperplasia benigna, prostatitis y carcinoma.

Existe evidencia de que valores muy altos de b en el rango de 1200 a 2000 s/mm² pueden mejorar la sensibilidad diagnóstica ([Fig. 29](#)).

La difusión es útil en detectar la recurrencia al mostrar focos hiperintensos en el sitio original del tumor con valores altos de b, siendo superior a la secuencia T2 donde la glándula está obscurecida y la anatomía zonal indistinguible, por el tratamiento.

APLICACIONES GINECOLÓGICAS

En pelvis femenina la imagen de difusión ha mostrado utilidad en la detección de tumores cervicales y

uterinos ya que el ADC del tejido cervical y endometrial es más alto que el de los tumores de dichas localizaciones (Fig. 30).

Cuando no se administra contraste, la combinación y fusión de imágenes de b altos con imágenes morfológicas T2 es particularmente útil para valorar la extensión en profundidad e infiltración miometrial de los tumores endometriales (Fig. 31).

La difusión puede ayudar en la caracterización de patología benigna y maligna, tanto en útero como en cérvix. El ADC del carcinoma endometrial es menor que la patología benigna (pólipos endometriales, miomas subserosos o endometrio normal). Sin embargo, la diferenciación entre leiomiomas uterinos celulares y con degeneración sarcomatosa es difícil por existir solapamiento de sus valores ADC.

El papel de la difusión en la detección de tumores ováricos es más limitado dado que el ovario normal aparece hiperintenso en valores b altos.

En la caracterización de los tumores ováricos, aunque las técnicas de imagen juegan un importante papel, un porcentaje alto de tumores requieren cirugía o seguimiento. En general, las lesiones ováricas complejas con las siguientes características: baja señal en imagen de difusión con valores de b altos en el componente sólido, baja señal en imagen T2 en el componente sólido, ausencia de componente sólido, ausencia de líquido intraperitoneal o de implantes peritoneales, o ausencia de proyecciones papilares, son factores predictores importantes de benignidad (Fig. 32).

GANGLIOS LINFÁTICOS ABDOMINALES Y PÉLVICOS

Las imágenes de difusión con valores b altos son sensibles para detectar ganglios en todo el cuerpo. Generalmente los ganglios linfáticos metastásicos muestran un ADC más bajo que los ganglios benignos, sin embargo, tanto los ganglios linfáticos normales como los reactivos también presentan ADC bajo.

Por lo tanto, la combinación del ADC y el tamaño ganglionar, así como las características ganglionares en T2, tales como la heterogeneidad de la señal y la irregularidad de los bordes, puede mejorar la precisión diagnóstica, al mejorar tanto el valor predictivo positivo como la especificidad (Fig. 33).

Imágenes en esta sección:

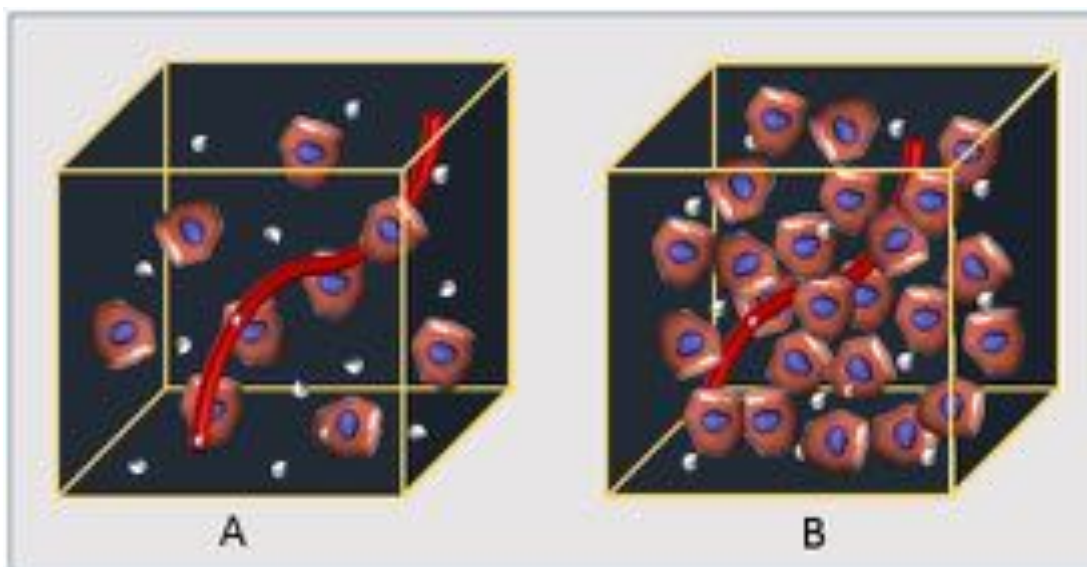


Fig. 1: Esquema donde se representan los compartimentos tisulares intravóxel. A: Vóxel con menor densidad celular y mayor espacio intersticial. B: Vóxel con mayor densidad celular y menor espacio intersticial.

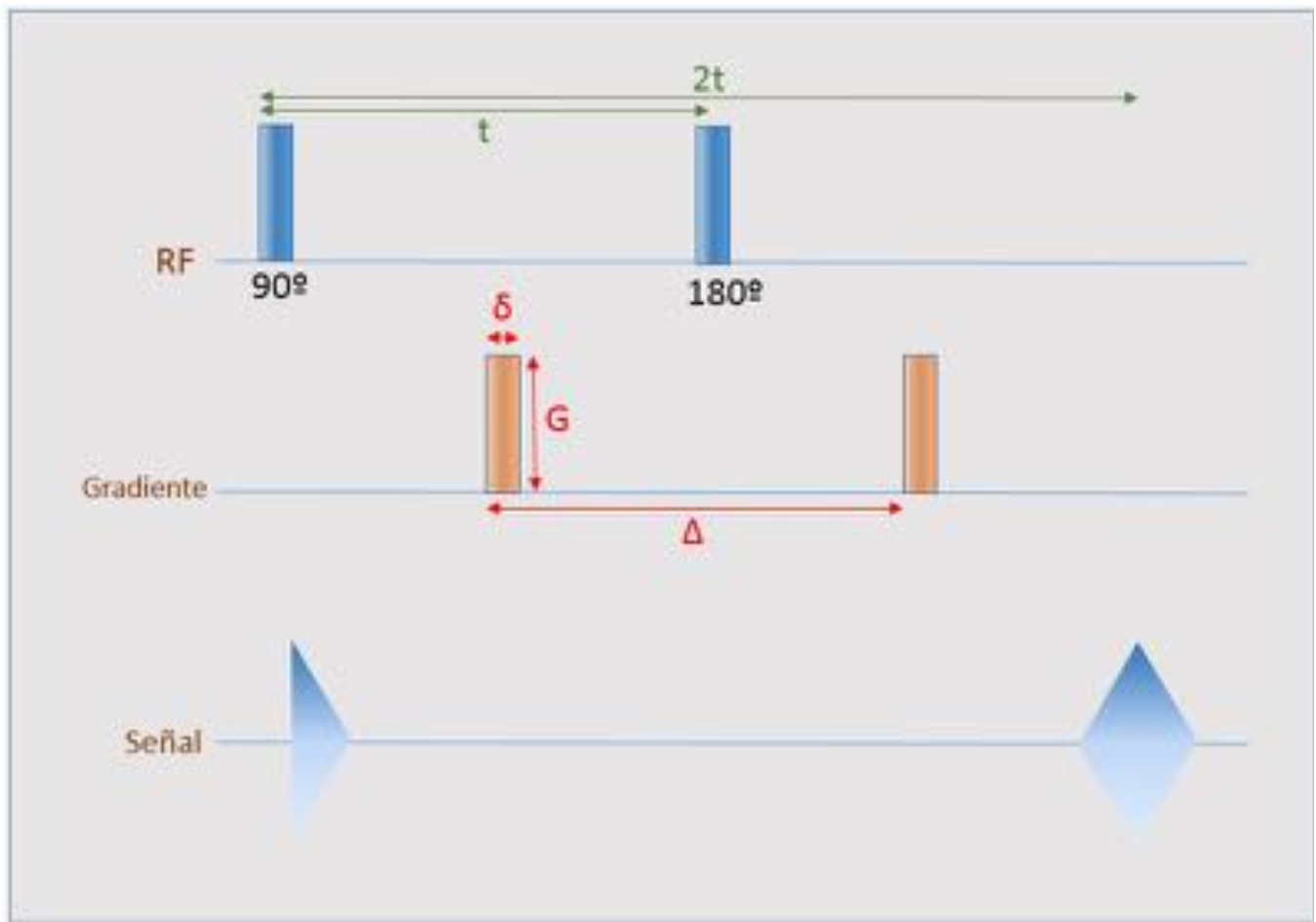


Fig. 2: Diagrama de la secuencia de difusión de Stejskal-Tanner: Aplicación de gradientes simétricos de sentido inverso antes y después del pulso de RF 180° .

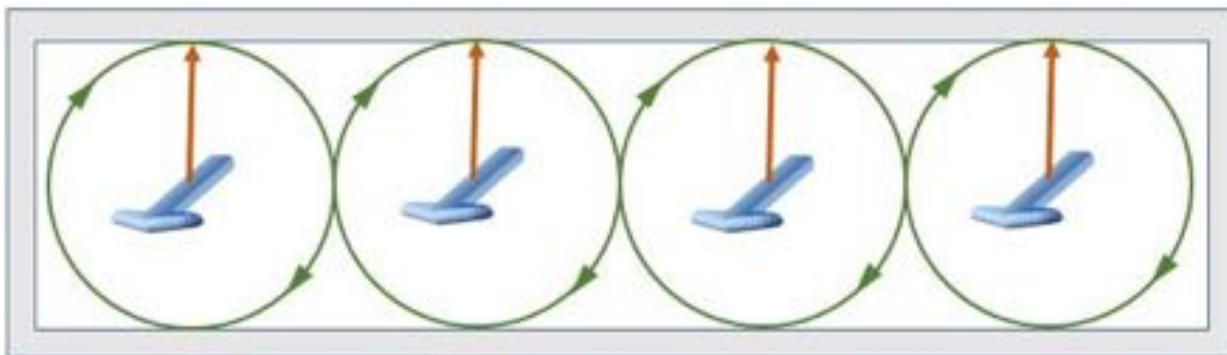


Fig. 3: Tras el pulso inicial de RF de 90° , los protones precesan en fase.

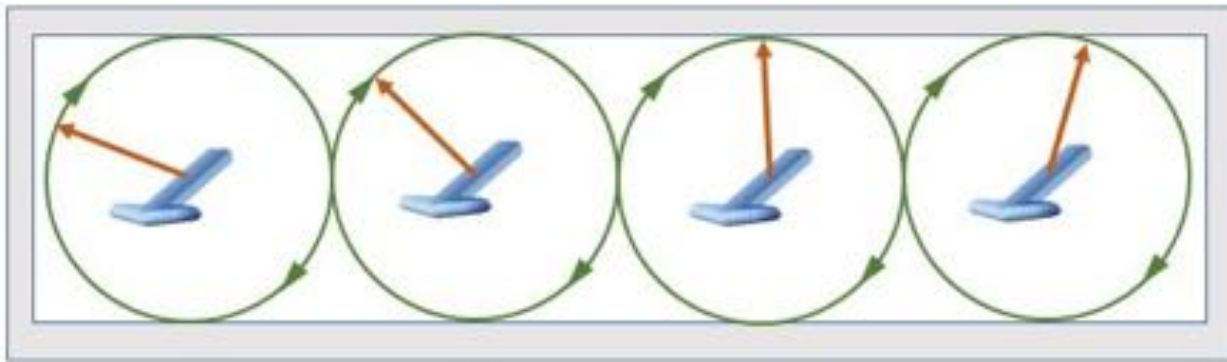


Fig. 4: Relajación T2, tendencia al desfase.

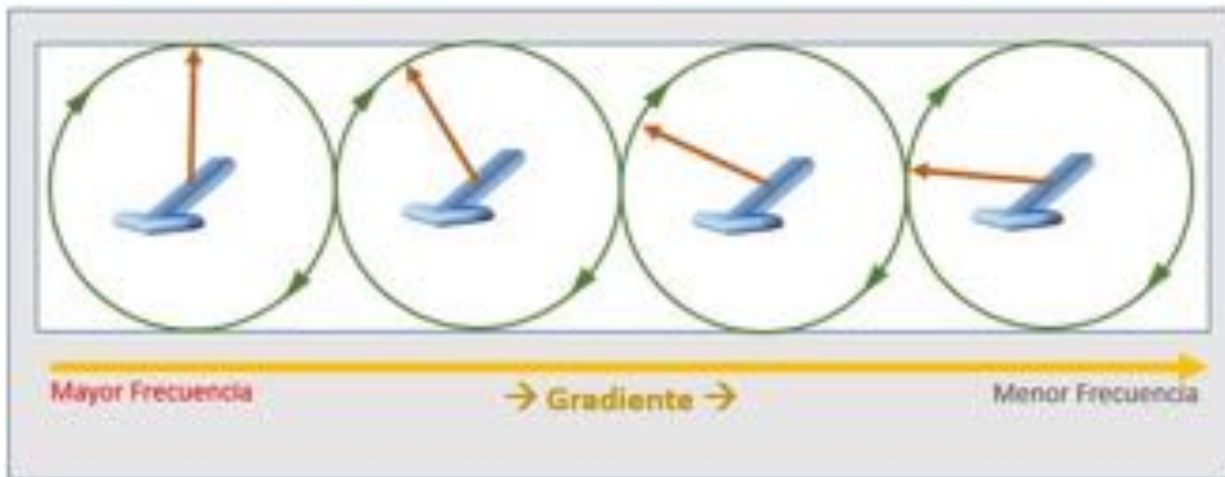


Fig. 5: Al aplicar el primer gradiente, algunos protones precesan a mayor frecuencia respecto de otros, logrando un desfase ordenado.

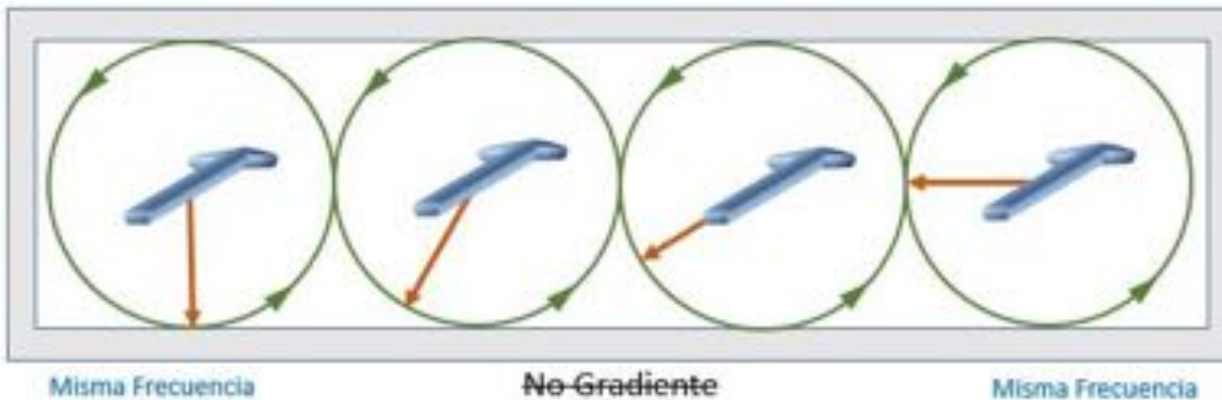


Fig. 6: Al término del primer gradiente, los protones, aunque ordenadamente desfasados, precesan a la misma frecuencia, por lo que son susceptibles de entrar en resonancia con la aplicación del pulso de RF de 180° . Tras la aplicación de este último, se invierte la magnetización longitudinal y el sentido de giro de precesión.

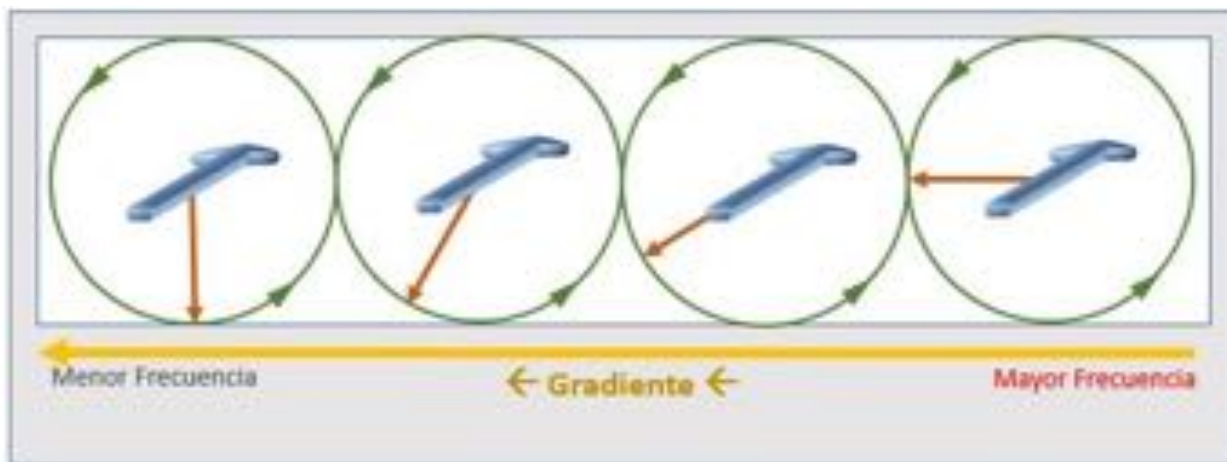


Fig. 7: Los protones precesan en sentido contrario y al aplicar el segundo gradiente, de misma amplitud y duración pero de sentido inverso, algunos adoptan mayor frecuencia respecto de otros, tendiendo hacia el refase.

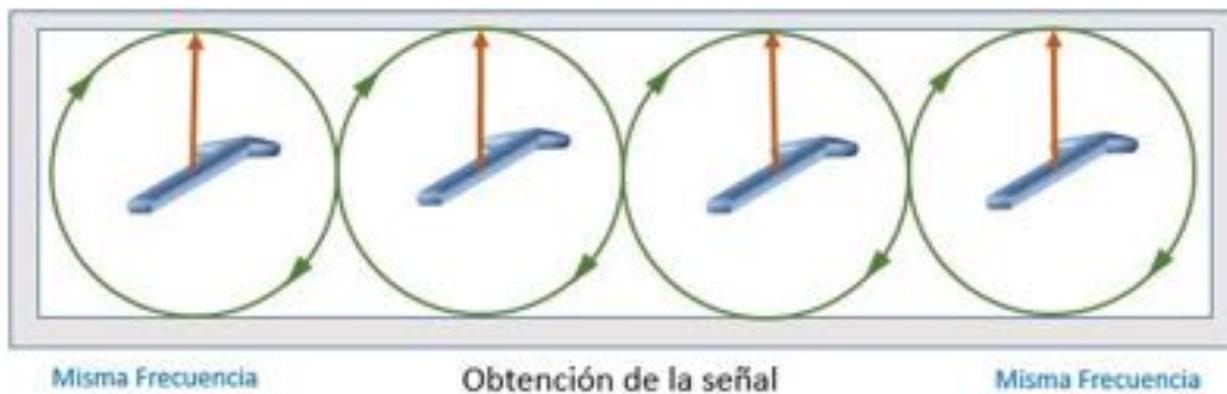


Fig. 8: Protones en fase. Obtención de la señal de los protones afectos por ambos gradientes (no difundidos).



Fig. 9: Protón en fase. Si los demás protones han difundido, la intensidad de señal disminuye.

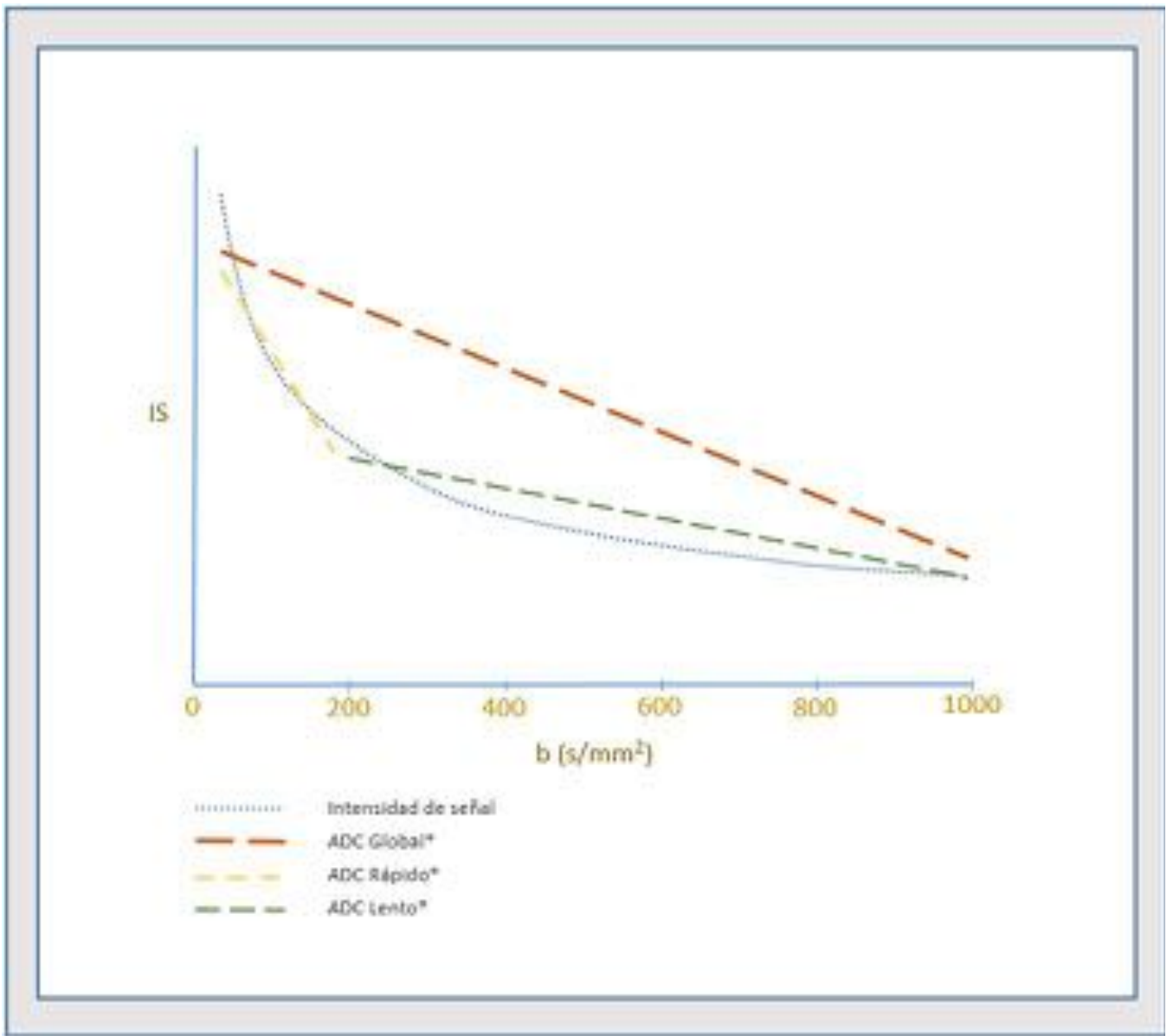


Fig. 10: Representación de la pérdida de la intensidad de señal respecto de los valores b . La pendiente de la línea del logaritmo de la curva, corresponde al ADC. Dependiendo de los valores b obtenidos, se puede obtener un ADC rápido, de mayor pendiente y un ADC lento, de menor pendiente.

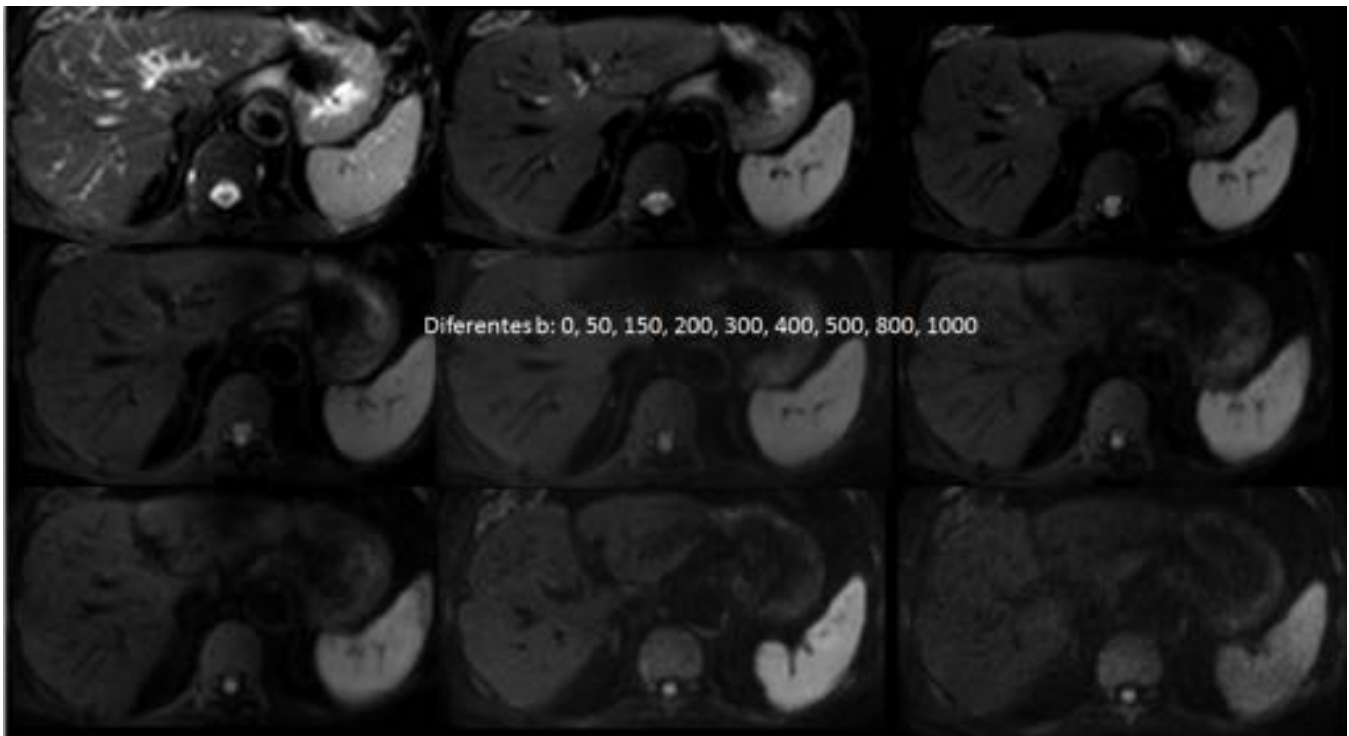


Fig. 11: Imágenes de difusión con diferentes valores b, objetivando la pérdida progresiva de la señal, disminución de la relación S/R. Nótese la rápida atenuación de señal de los vasos sanguíneos hepáticos en valores b bajos y en contraposición, la persistencia de la señal en el bazo, por restringir la difusión al tener alta densidad celular.

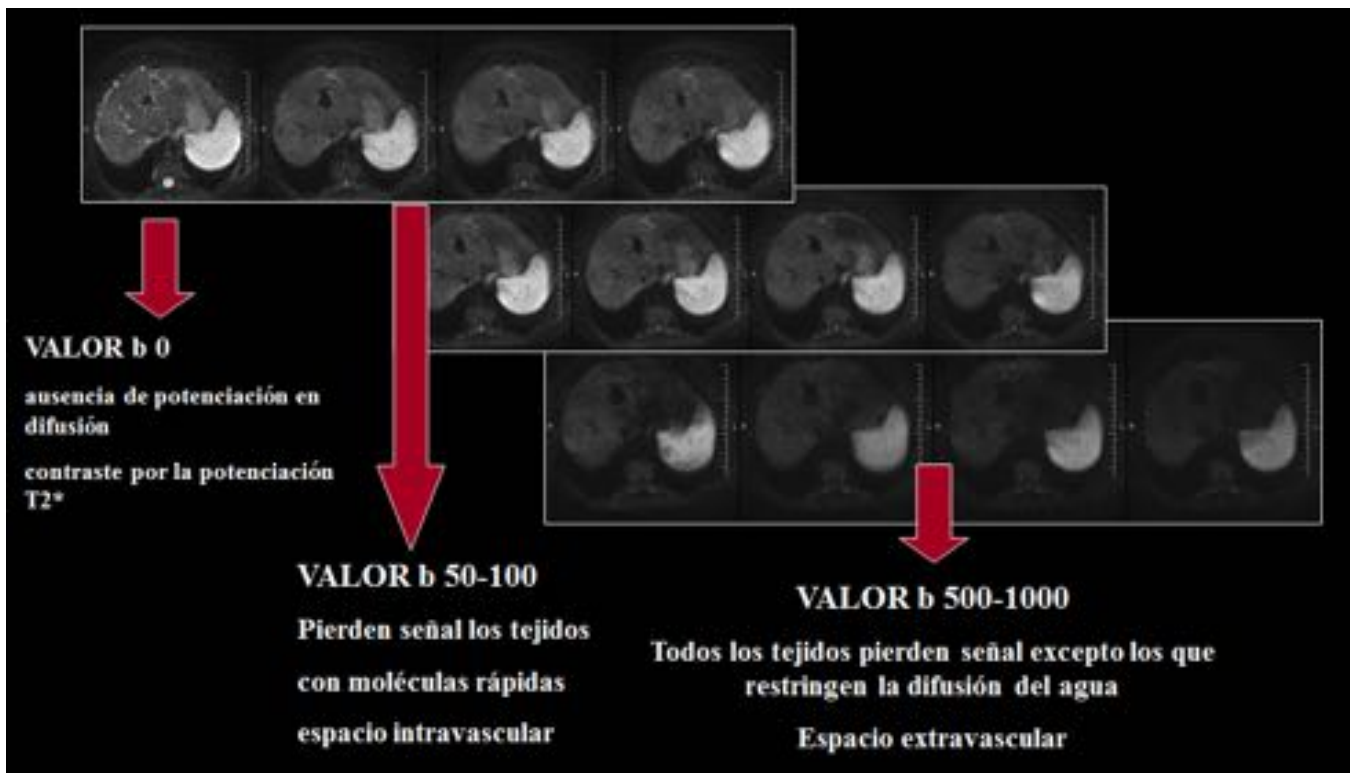


Fig. 12: Gráfico que ilustra la relación del valor b con la señal T2* y de difusión.

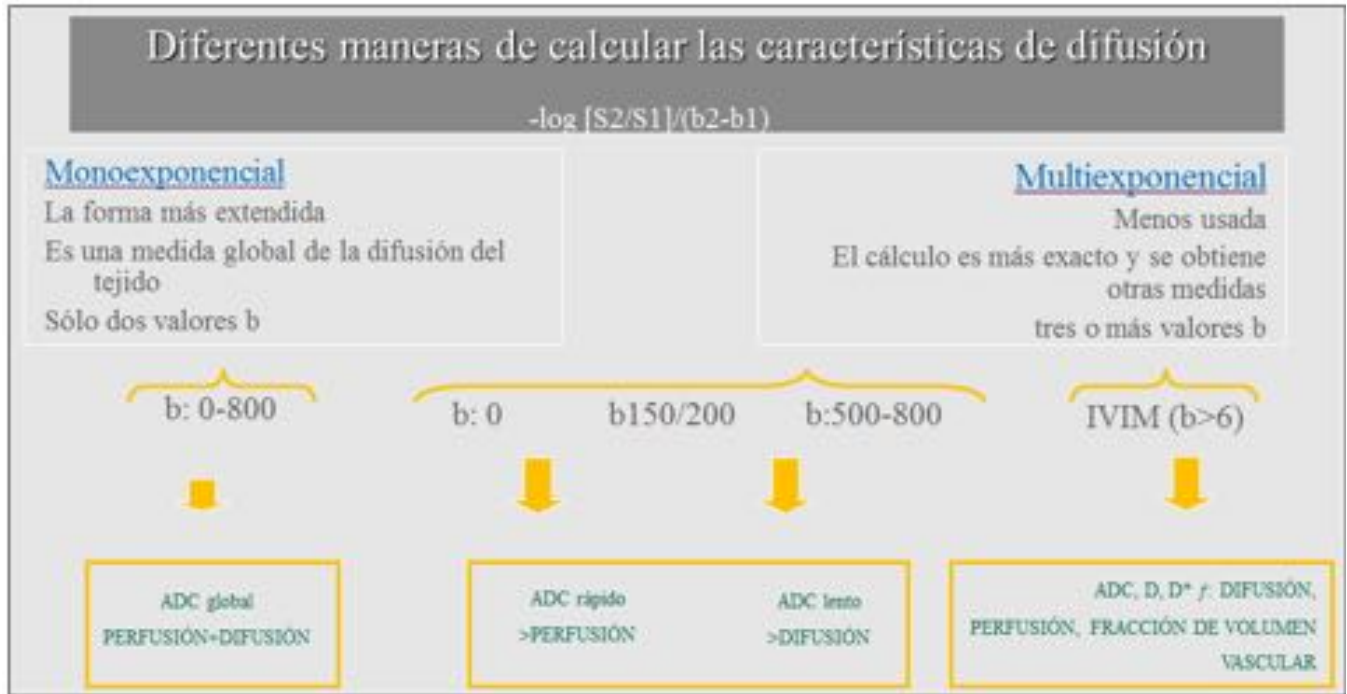


Fig. 13: Gráfico que ilustra la influencia de la magnitud y el número de valores b en el cálculo del ADC.

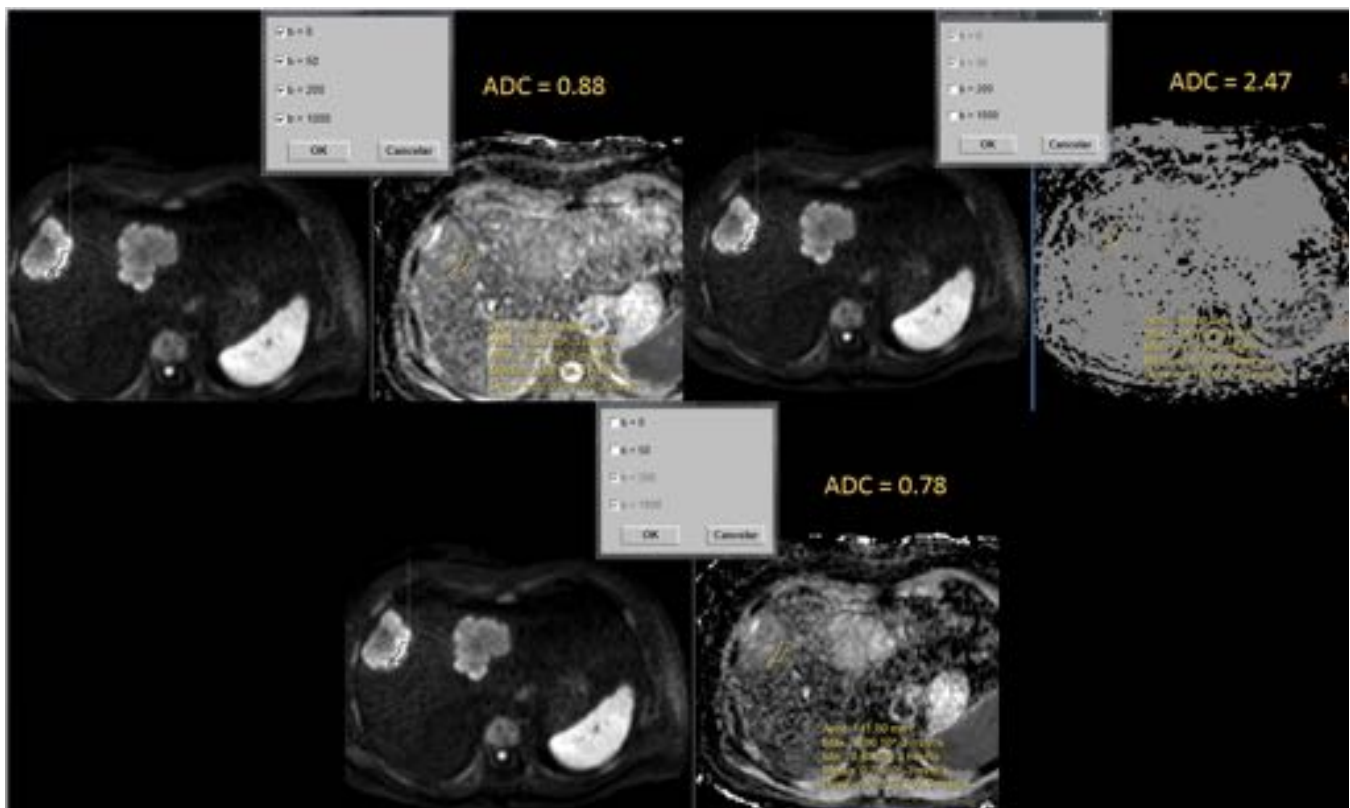


Fig. 14: Imágenes de difusión con diferentes rangos de valores b. ADC rápido con b0 y b50. ADC lento con b200 y b1000. ADC global con todos los valores b.

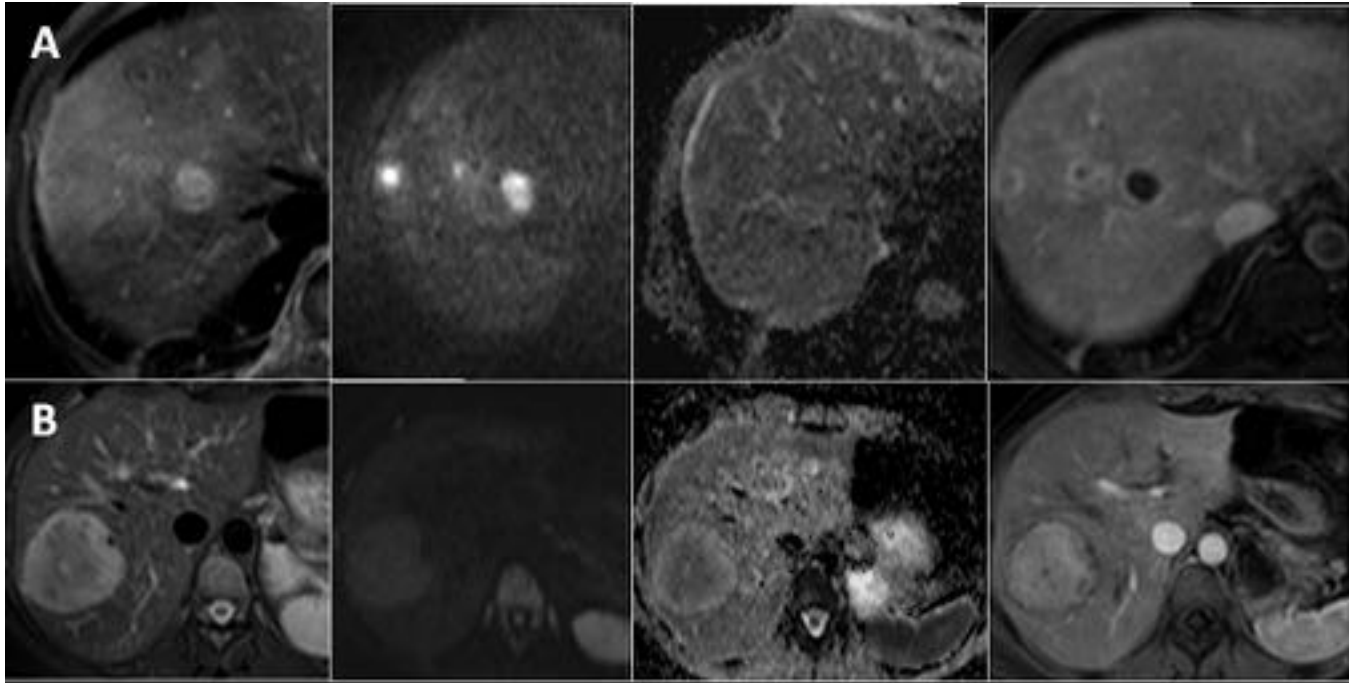


Fig. 15: Lesiones quística complejas (A: abscesos hepáticos) y sólidas benignas (B: adenoma) que pueden interpretarse como falsos positivos de malignidad, por la presencia de pus en los primeros y por la alta densidad celular de los segundos. De izquierda a derecha imagen de RM STIR, difusión b 1000, mapa de ADC y T1 con contraste en fases portal (arriba) y arterial tardía (abajo).

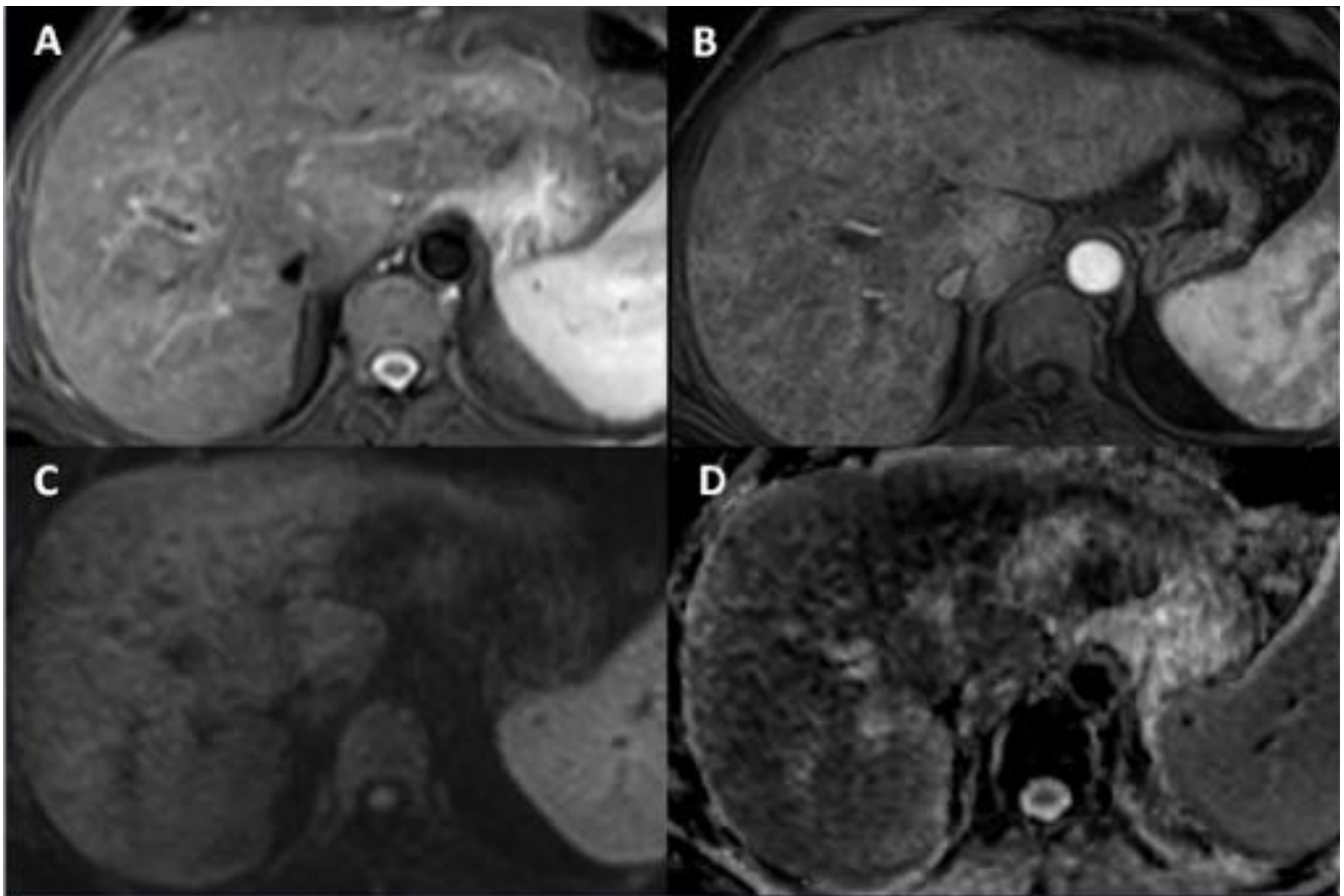


Fig. 16: Cirrosis hepática. A: imagen de RM STIR transversal que muestra alteración de la señal del parénquima hepático por cambios necroinflamatorios. B: imagen de RM, T1 transversal con supresión grasa, con contraste en fase arterial, donde se observa patrón reticulado con realce de tractos fibrosos. C y D: imagen de difusión (b 1000) y mapa de ADC que muestran aumento de la señal con disminución de ADC.

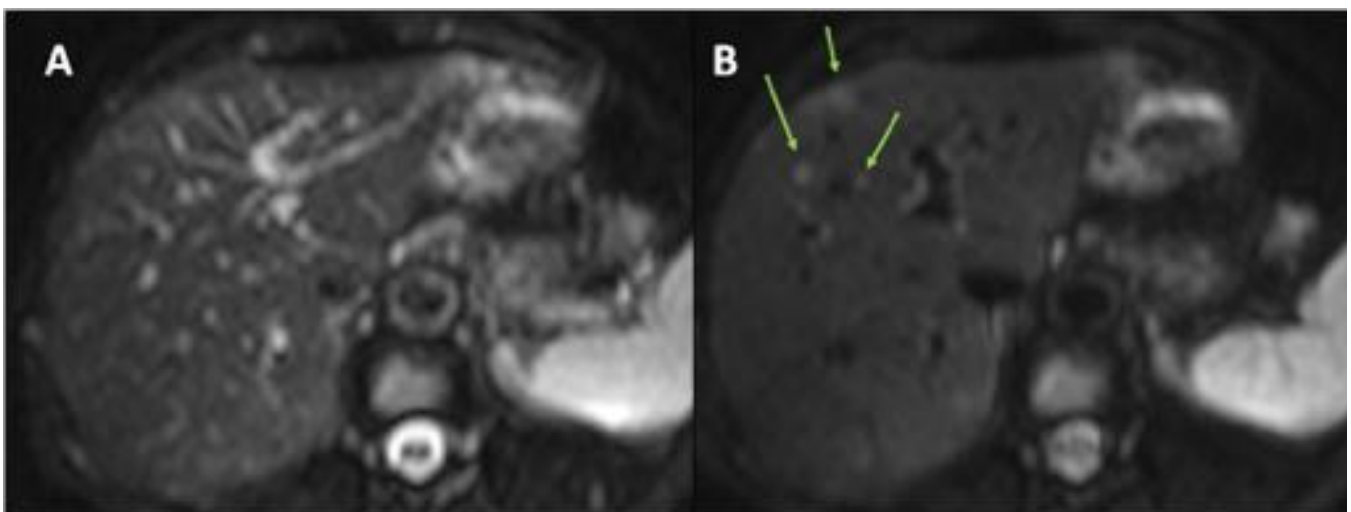


Fig. 17: Metástasis de pequeño tamaño. A: imagen de RM difusión b 0 en la que no se detectan lesiones por tener la misma señal y tamaño que los vasos circundantes. B: imagen de RM difusión b 50 que pone de manifiesto las lesiones (flechas) al anular la señal de los vasos.

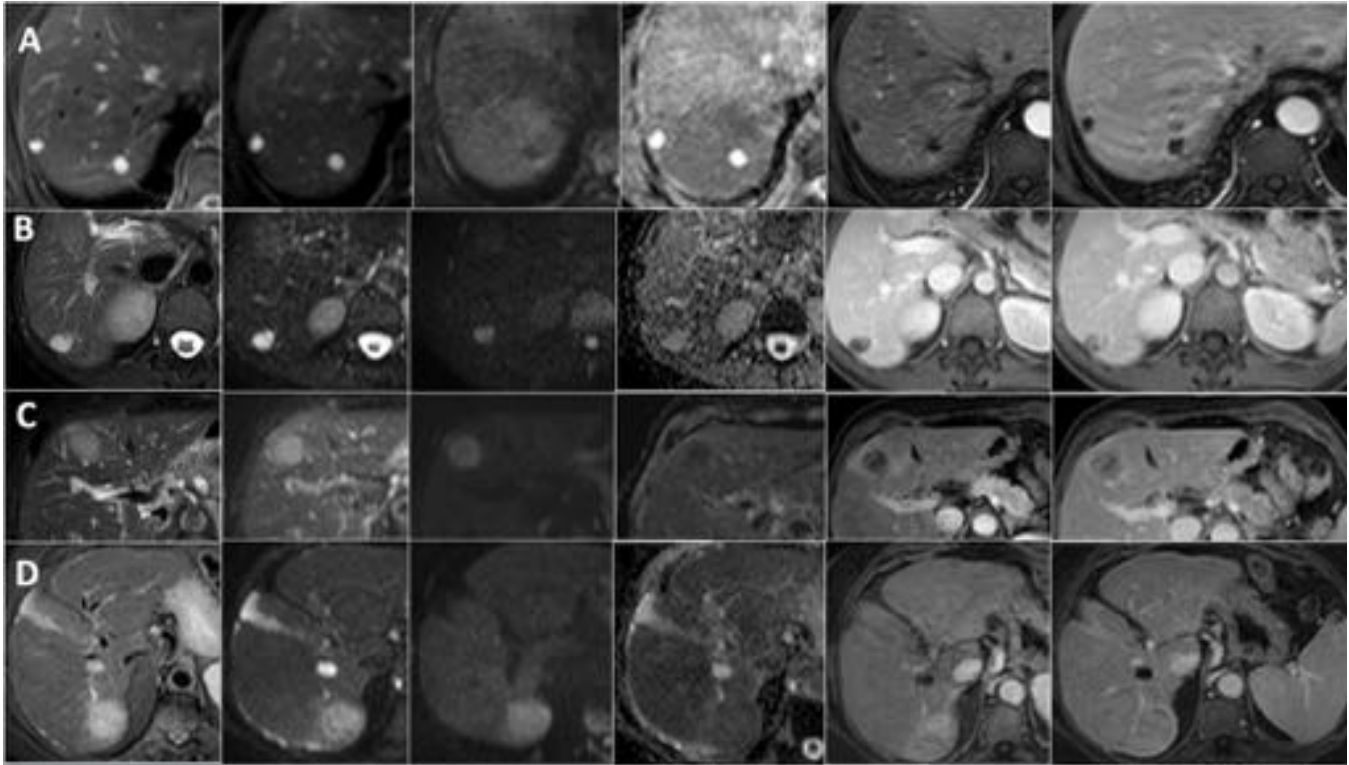


Fig. 18: Caracterización de lesiones focales hepáticas: imágenes de RM en planos transversales, ordenadas por filas de izquierda a derecha, STIR, T2 b0, difusión b 1000, mapa de ADC, T1 con contraste en fase arterial y T1 con contraste en fase portal. En fila A quiste simple, B hemangioma, C metástasis y D carcinoma hepatocelular. La lesión quística claramente no restringe difusión y se diferencia del resto de lesiones.

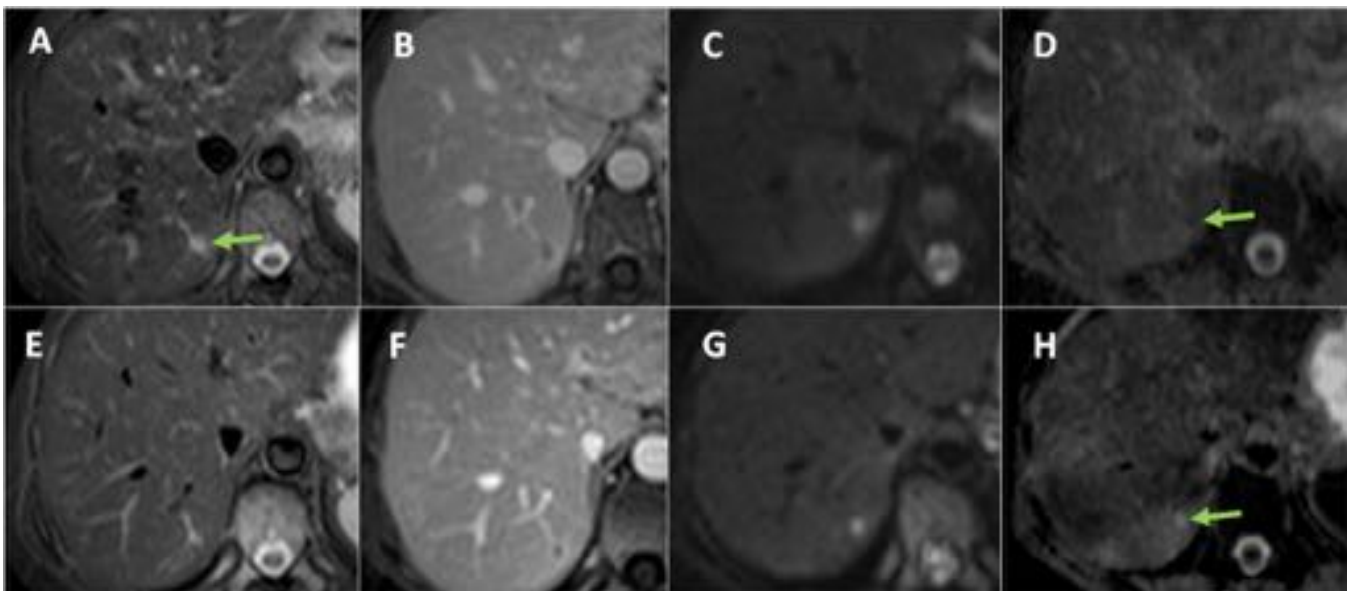


Fig. 19: Metástasis hepática antes y después de tratamiento sistémico. A, B y C: imágenes de RM STIR, T1 con contraste en fase portal y difusión b 1000, que muestran pequeña metástasis (flecha) con bajo ADC (D). Tras administración de quimioterapia, persiste sin cambios de tamaño, señal ni realce (E; F

G), excepto aumento del ADC (H), lo que refleja respuesta a tratamiento.

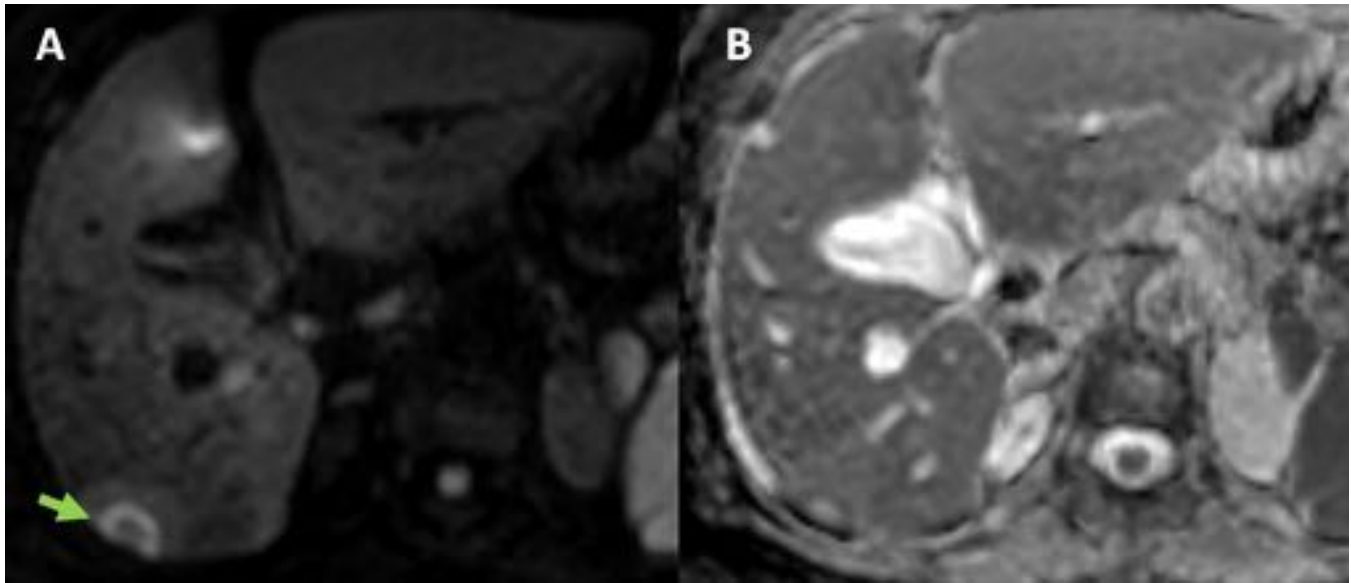


Fig. 20: Colangiocarcinoma intrahepático, signo de la diana. A y B: imágenes transversales de RM difusión (b 1000) y mapa de ADC que muestran lesión subcapsular con restricción de la perfusión en anillo (flecha), hallazgo diferencial entre el colangiocarcinoma intrahepático y el hepatocarcinoma en el hígado cirrótico.

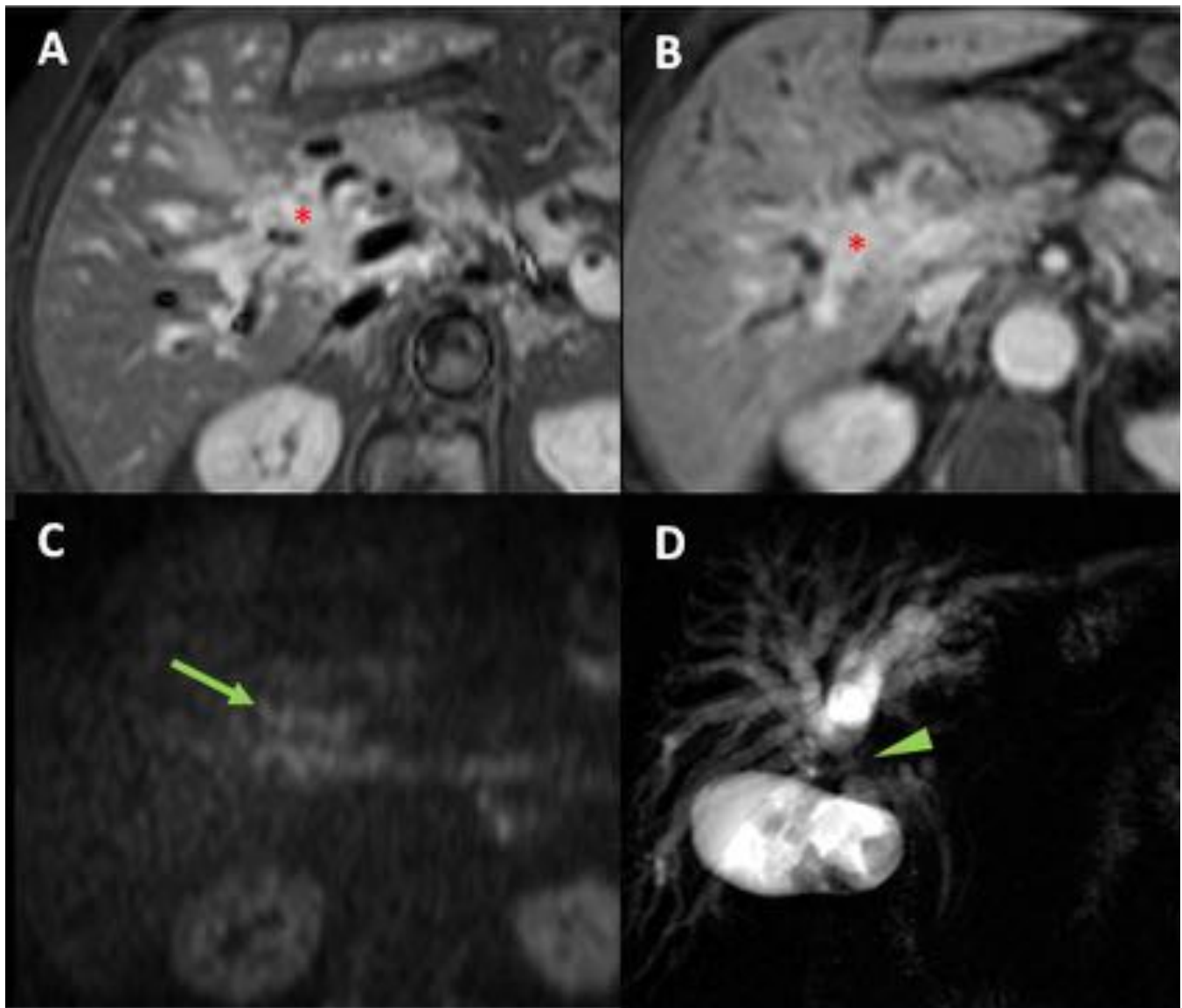


Fig. 21: Colangiocarcinoma perihiliar. A y B: imágenes transversales de RM STIR y T1 con supresión grasa y contraste en fase tardía, que muestran alteración y realce de los tejidos peribiliares en la confluencia en forma de masa infiltrativa (asteriscos). C: imagen transversal de RM en difusión (b 1000) en la que destaca alta señal de la masa infiltrativa (flecha). D: colangio RM en plano coronal que muestra oclusión de conducto hepático común (cabeza de flecha).

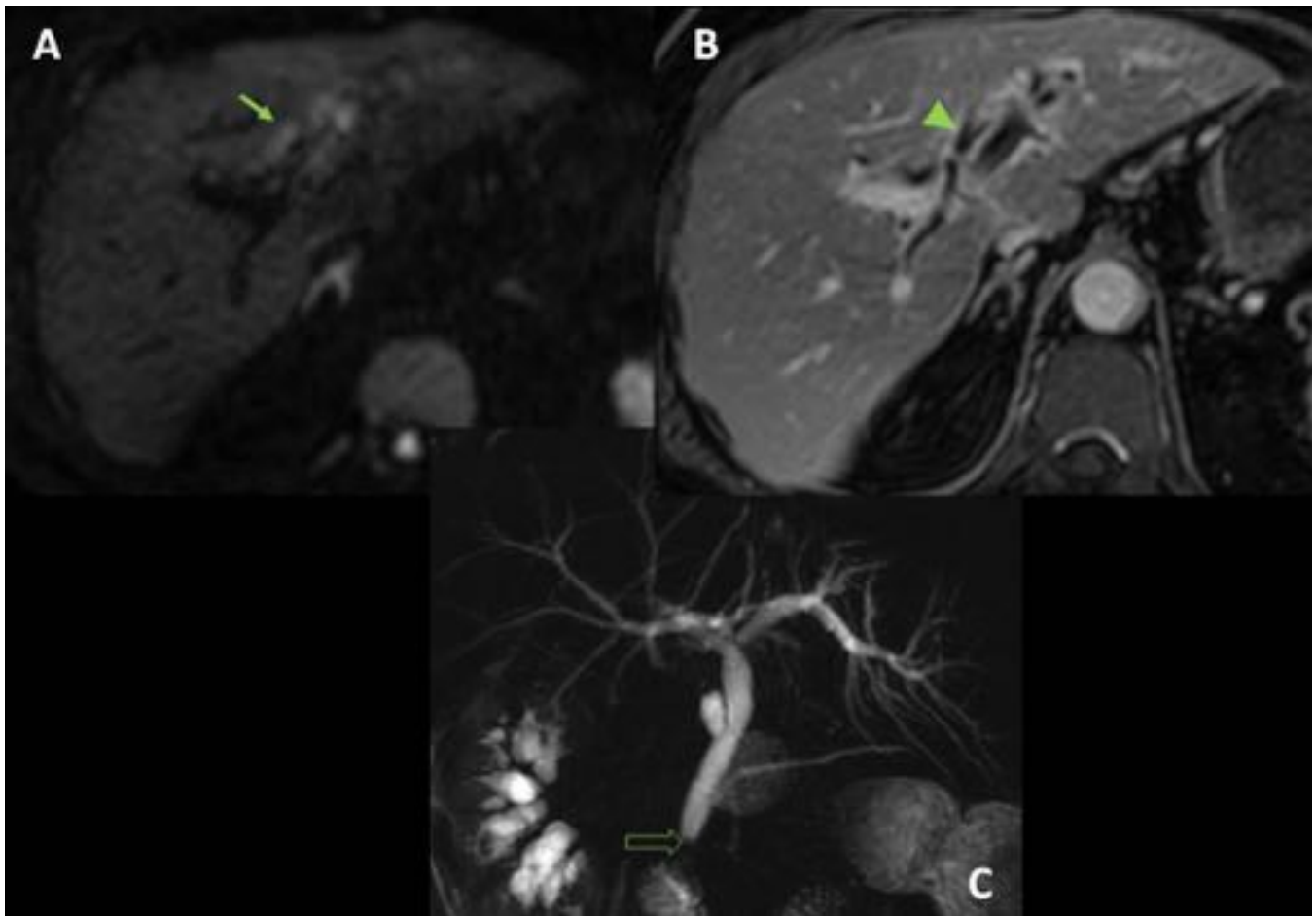


Fig. 22: Colangitis secundaria a coledocolitiasis. A: imagen de difusión b 1000 con aumento de la señal peribiliar en lóbulo hepático izquierdo (flecha), que asocia realce (cabeza de flecha) en imagen T1 con contraste en fase tardía (B). C: colangio RM en plano coronal que muestra dilatación de vía biliar condicionada por coledocolitiasis (flecha abierta).

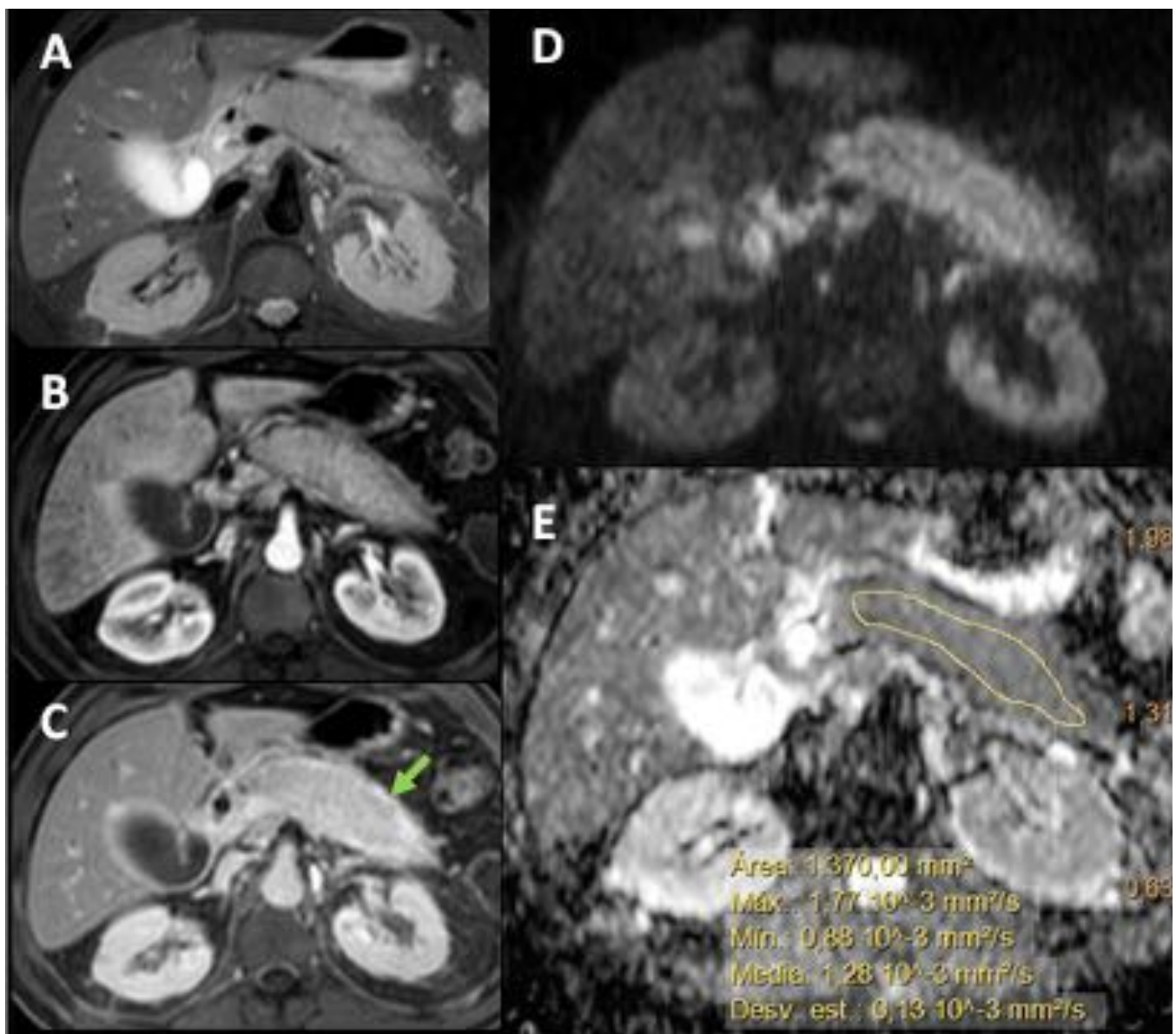


Fig. 23: Pancreatitis autoinmune con afectación difusa. A: imagen transversal de RM STIR que muestra parénquima pancreático con señal aumentada respecto al hígado, por inflamación. B y C: imágenes transversales de RM T1 con supresión grasa, en fases arterial tardía y equilibrio en las que destaca realce tardío y progresivo del páncreas, con pseudocápsula fibrosa (flecha). D y E: imágenes de RM, difusión (b 1000) y mapa de ADC que muestran restricción de la difusión.

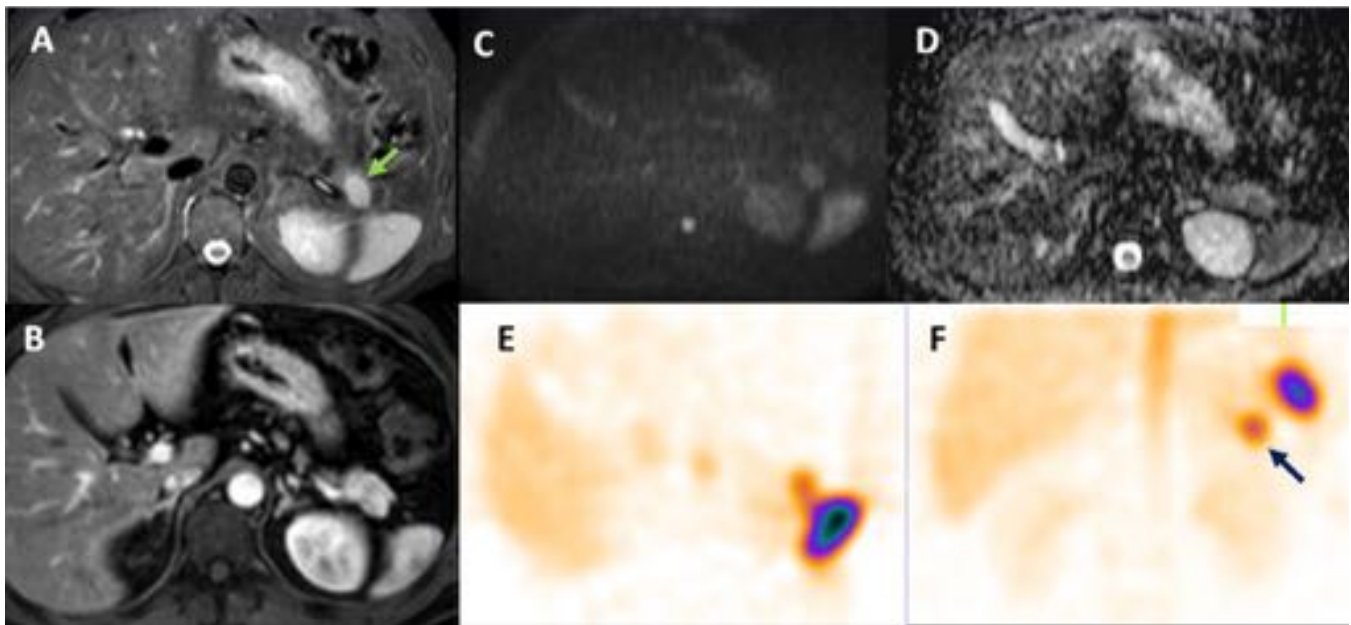


Fig. 24: Bazo accesorio intrapancreático. Imagen de RM STIR (A), T1 con contraste en fase arterial (B), Difusión con b 1000 (C) y mapa de ADC que muestran una lesión en cola de páncreas (flecha) con las mismas características de señal y realce que el bazo. E y F, planos transversal y coronal de gammagrafía abdominal con imágenes planares y SPECT tras marcaje de hematíes "in vitro" con ^{99m}Tc y posterior desnaturalización de los mismos mediante calor que confirman que se trata de bazo accesorio.

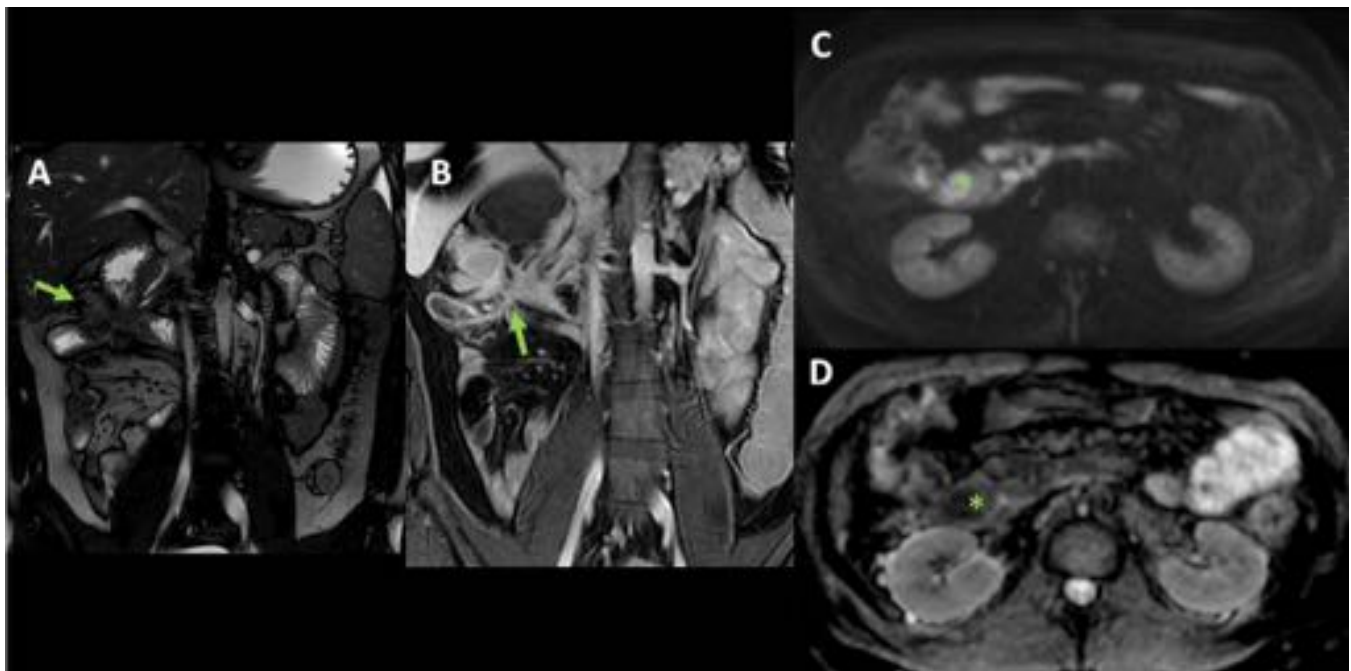


Fig. 25: Enfermedad de Crohn fistulizante. RM enterografía. A y B: imagen EG-T2 balance y T1 3D tras administración de contraste que muestran fistula compleja que implica colon y duodeno, con engrosamiento de pared y realce, como signos de actividad inflamatoria (flechas). C y D: imagen de difusión b 1000 y mapa de ADC que representan los cambios inflamatorios de pared por restricción de la difusión del agua intramural (asterisco).

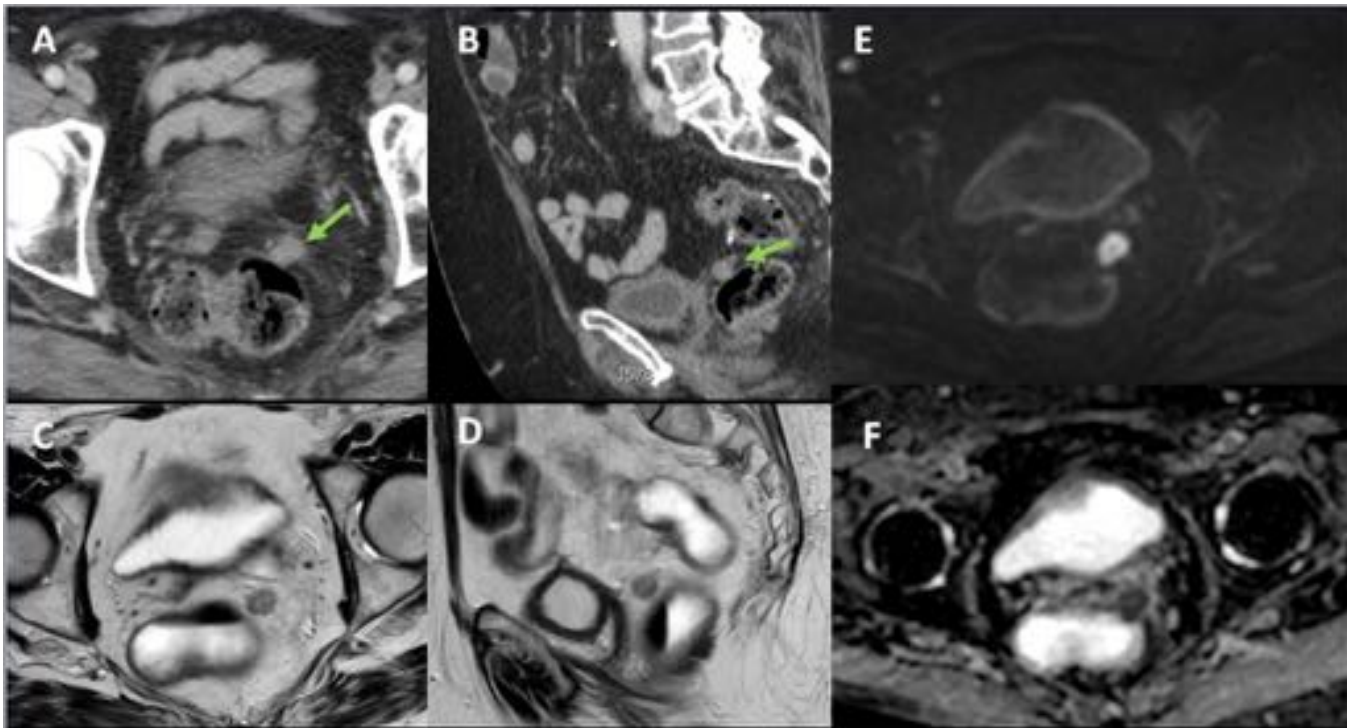


Fig. 26: Recidiva pélvica de neoplasia de recto intervenida. A y B: imágenes de TC en planos transversal y coronal que muestran un nódulo adyacente a sutura anastomótica (flechas). C y D: imágenes de RM en planos transversal y coronal, T2, donde el nódulo presenta señal intermedia, mayor que el músculo. E y F: imágenes transversales de RM difusión (b 1000) y mapa de ADC que muestran su utilidad en la detección y caracterización.

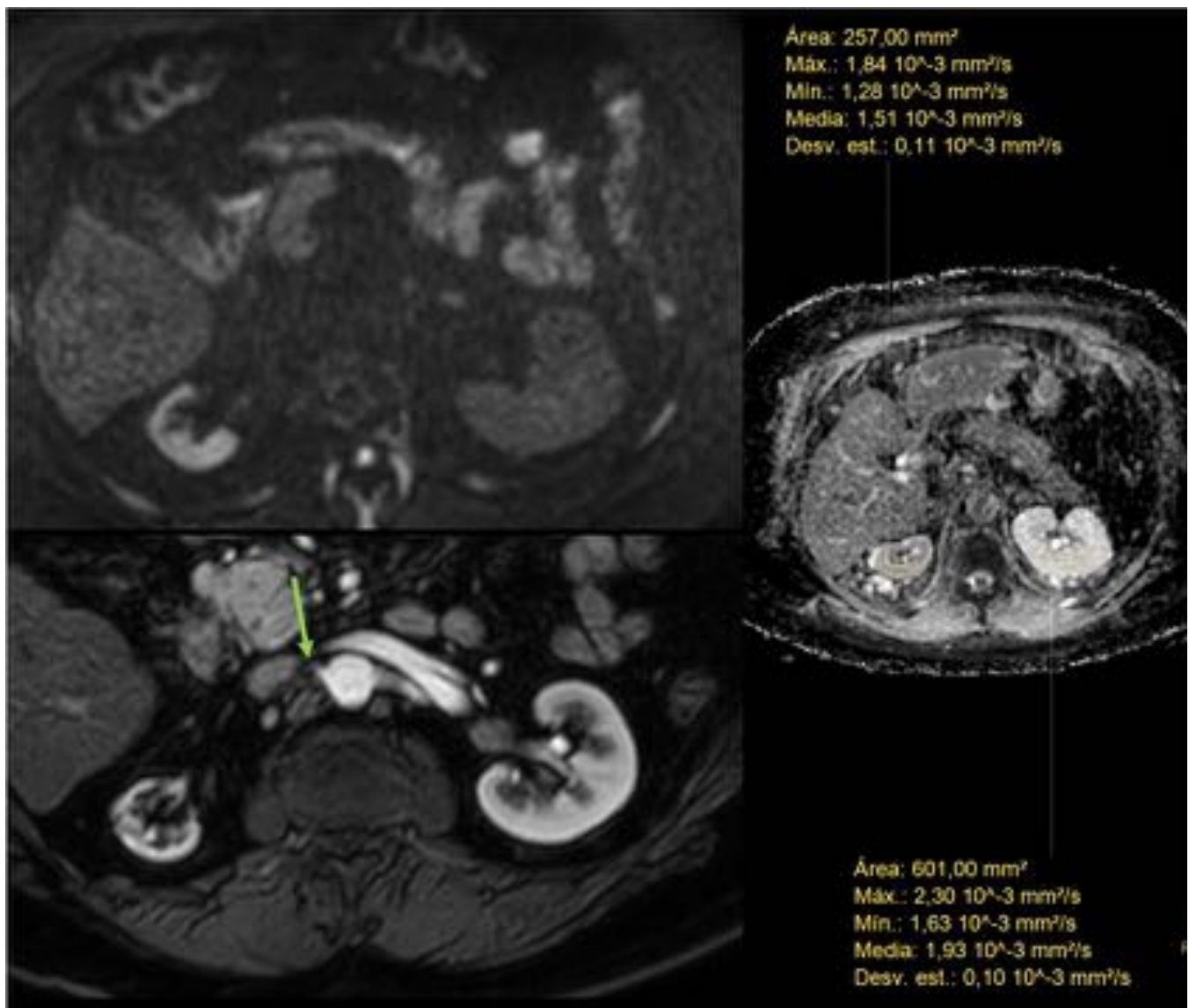


Fig. 27: Estenosis de arteria renal derecha con atrofia renal. A y B: imágenes de RM difusión (b 1000) y mapa de ADC con medición que muestra restricción de la difusión en riñón atrófico. C: imagen de RM T1 tras administración de contraste que muestra la arteria renal derecha estenótica (flecha).

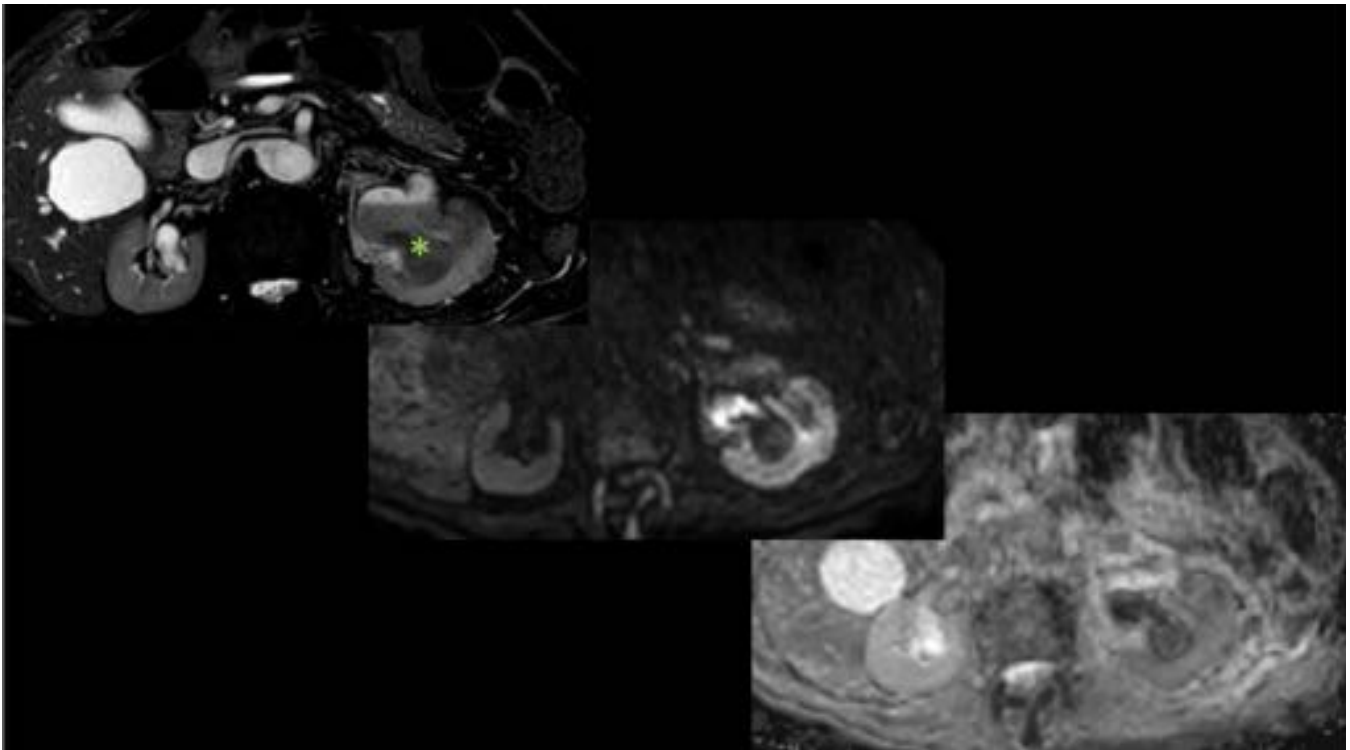


Fig. 28: Dilatación de vía excretora renal izquierda. A: imagen de RM EG T2 balance que muestra hidronefrosis izquierda (asterisco) con nivel líquido-líquido que condiciona alteración de la difusión del agua en parénquima renal con aumento de señal en difusión b 1000 (B) y disminución de ADC (C).

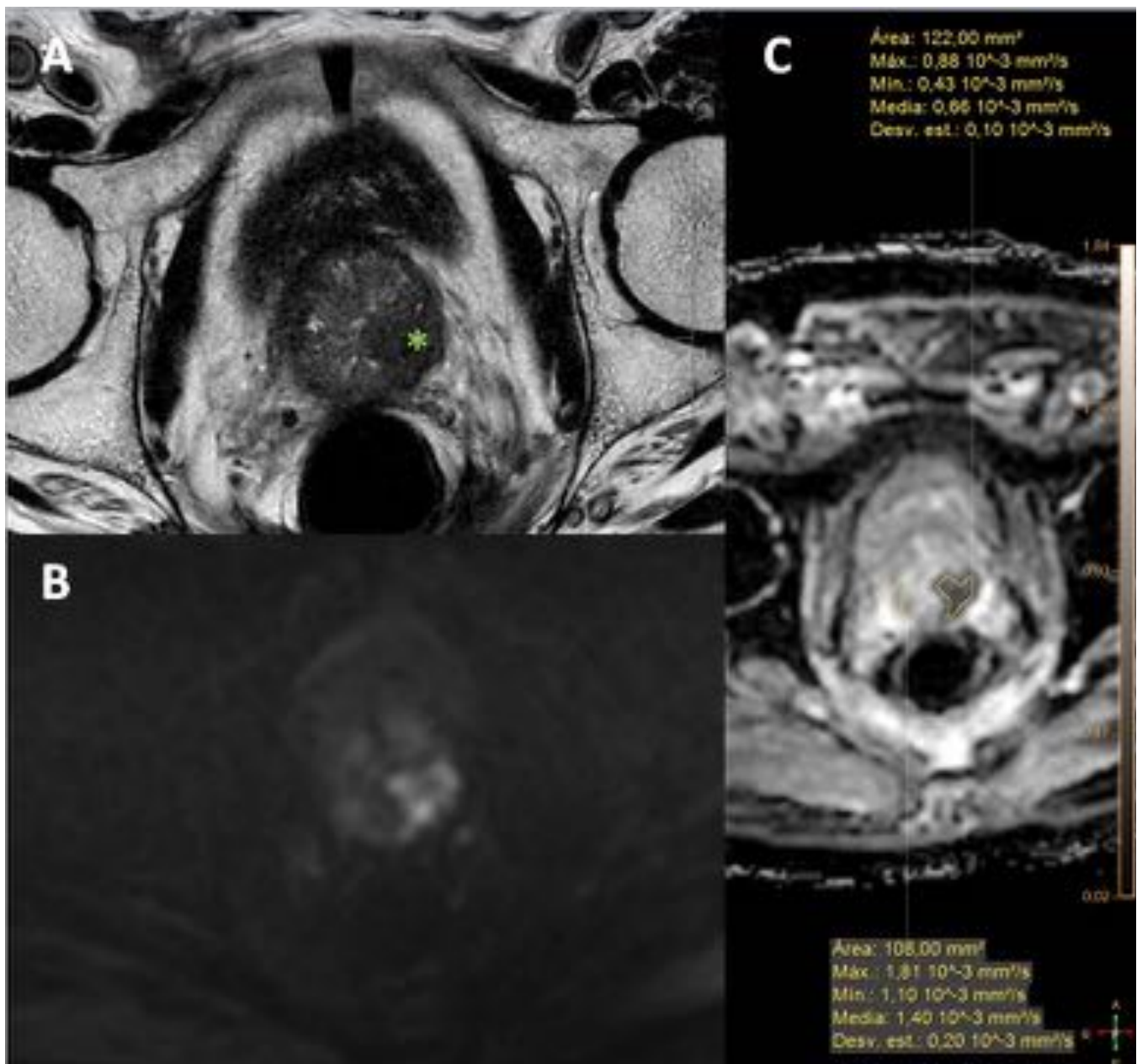


Fig. 29: Neoplasia de próstata de segmentos posterolateral de zona periférica y posterior de zona transicional. A: imagen de RM T2 transversal que muestra lesión hipointensa lobulada y circunscrita (asterisco), que en imagen de difusión (B) con b 1500 y mapa de ADC (C) con coeficiente bajo confirma que se trata de lesión con muy alta probabilidad de malignidad (PI-RADS 5).

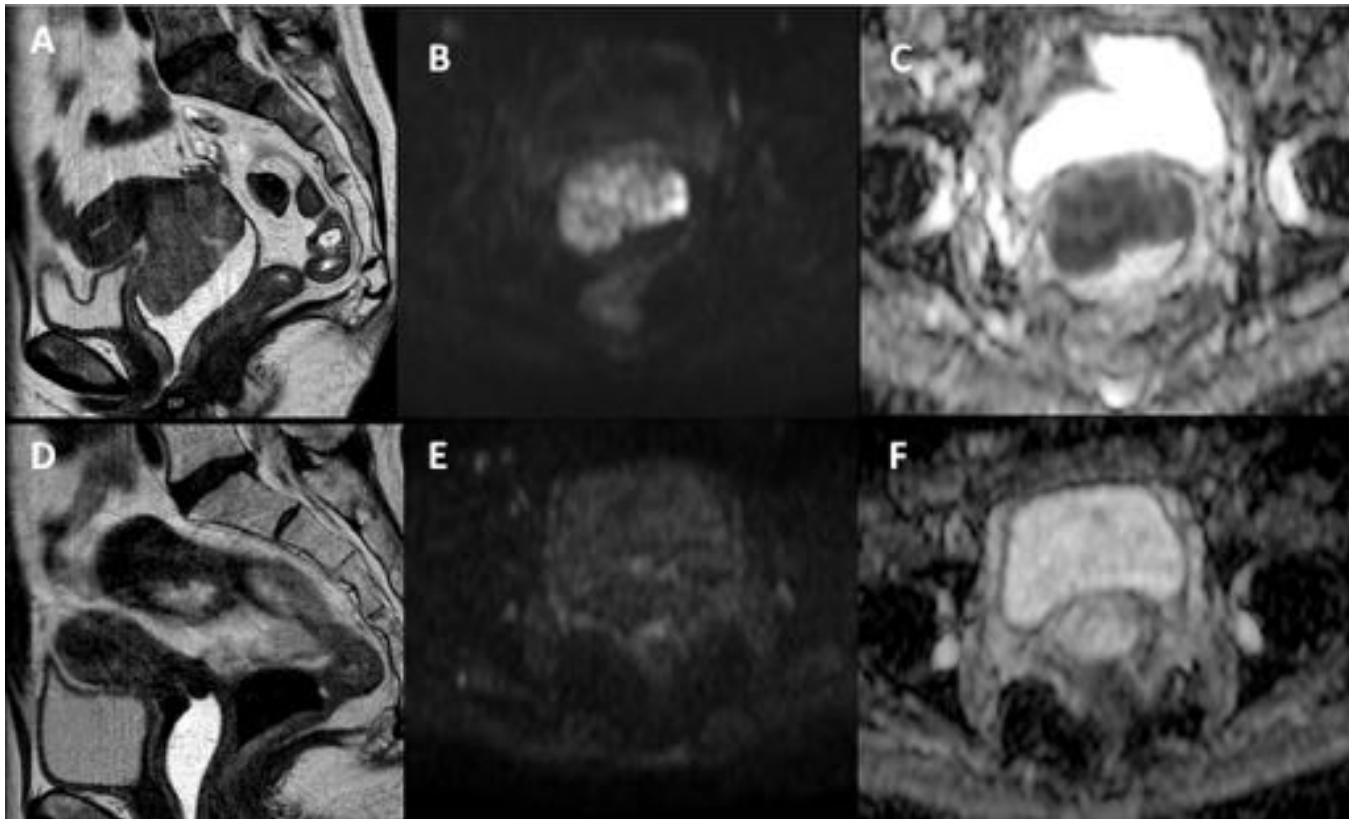


Fig. 30: Neoplasia de cérvix uterino antes y después del tratamiento con RT. Imagen de RM sagital T2 (A) que muestra masa cervical, con alta señal en difusión B 1000 (B) y bajo ADC (C). Tras tratamiento se observa reducción del volumen, con fibrosis y disminución de señal en difusión y aumento del ADC (D, E y F respectivamente).

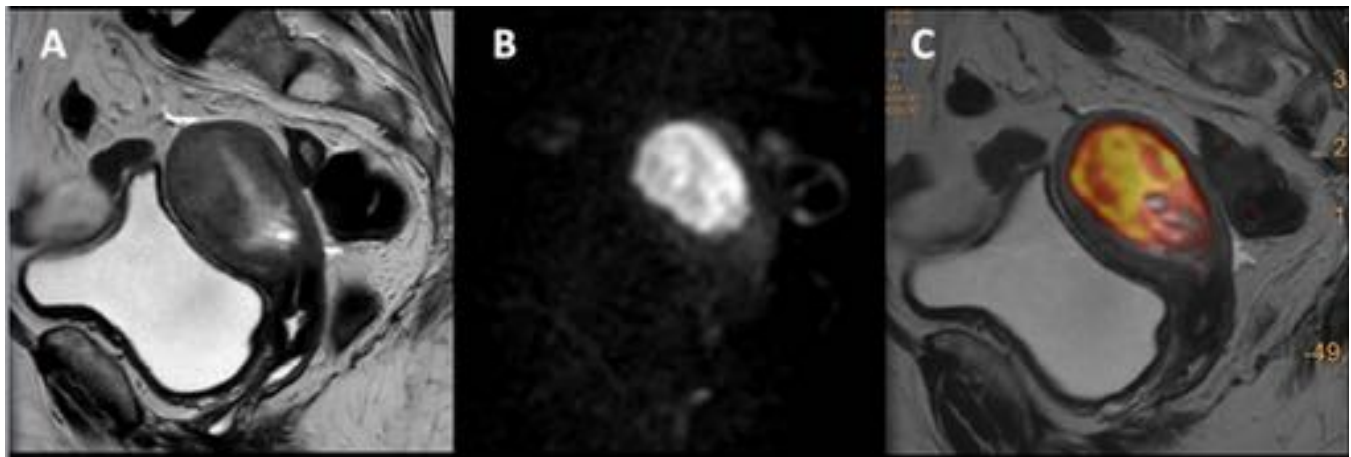


Fig. 31: Neoplasia de endometrio Estadio IB (FIGO). En imagen de RM sagital T2 donde se observa ocupación de cavidad endometrial por tumoración (asterisco) que invade miometrio, sin poder definir su límite (A). B: imagen de RM sagital de difusión (b 1000) que muestra alta señal de la tumoración, aunque no se visualiza miometrio. C: imagen sagital de fusión de T2 y difusión que muestra que la tumoración invade más de la mitad del espesor miometrial, sin sobrepasar el útero.

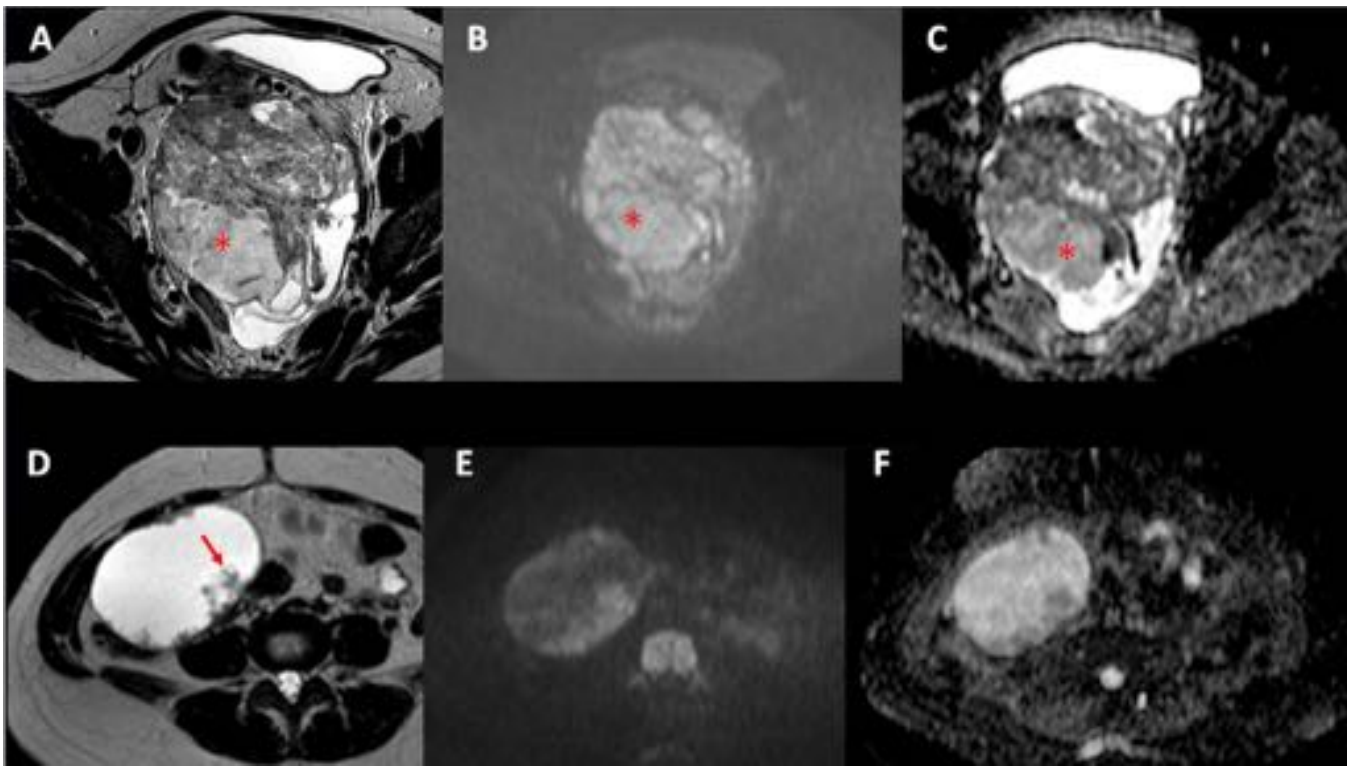


Fig. 32: Lesiones complejas de ovario con signos que descartan benignidad. A: RM T2 que muestra masa con componente sólido hiperintenso (asterisco). B y C. Imagen de difusión b 1000 y mapa de ADC, respectivamente, con componente sólido hiperintenso en difusión y bajo ADC (asterisco). D: RM T2, con lesión ovárica solidoquística que presenta proyecciones papilares (flecha), que en difusión con b 1000 (E) y mapa de ADC (F) presentan restricción al movimiento del agua, a diferencia del componente líquido.

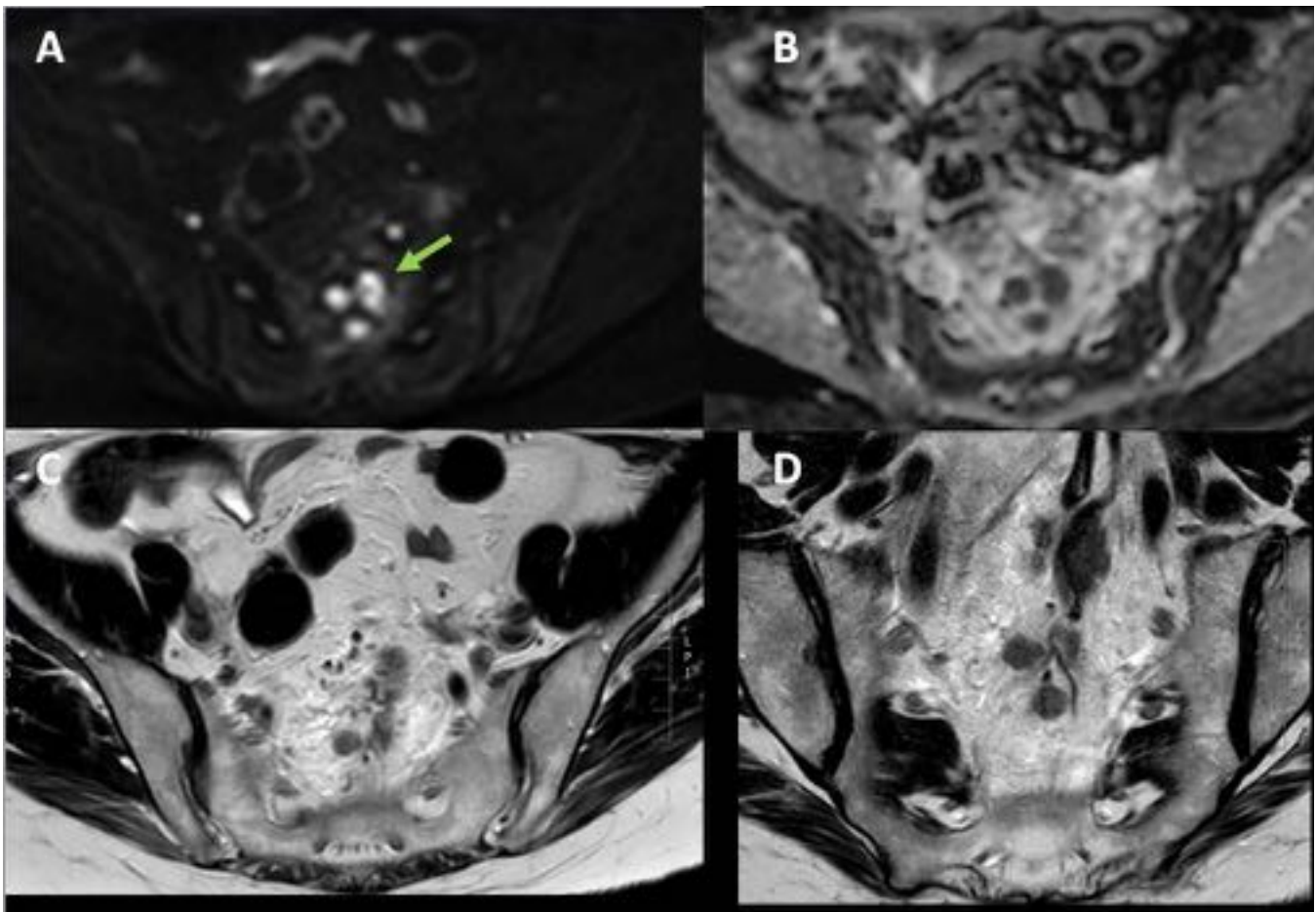


Fig. 33: Adenopatías tumorales por neoplasia de recto. A: imagen transversal de RM difusión (b 1000) que detecta ganglios con relativa facilidad (flecha). B: mapa de ADC que muestra restricción de la difusión. Imágenes de RM T2 en planos transversal (C) y coronal de alta resolución (D) donde presentan características morfológicas que aumentan la precisión en la caracterización.

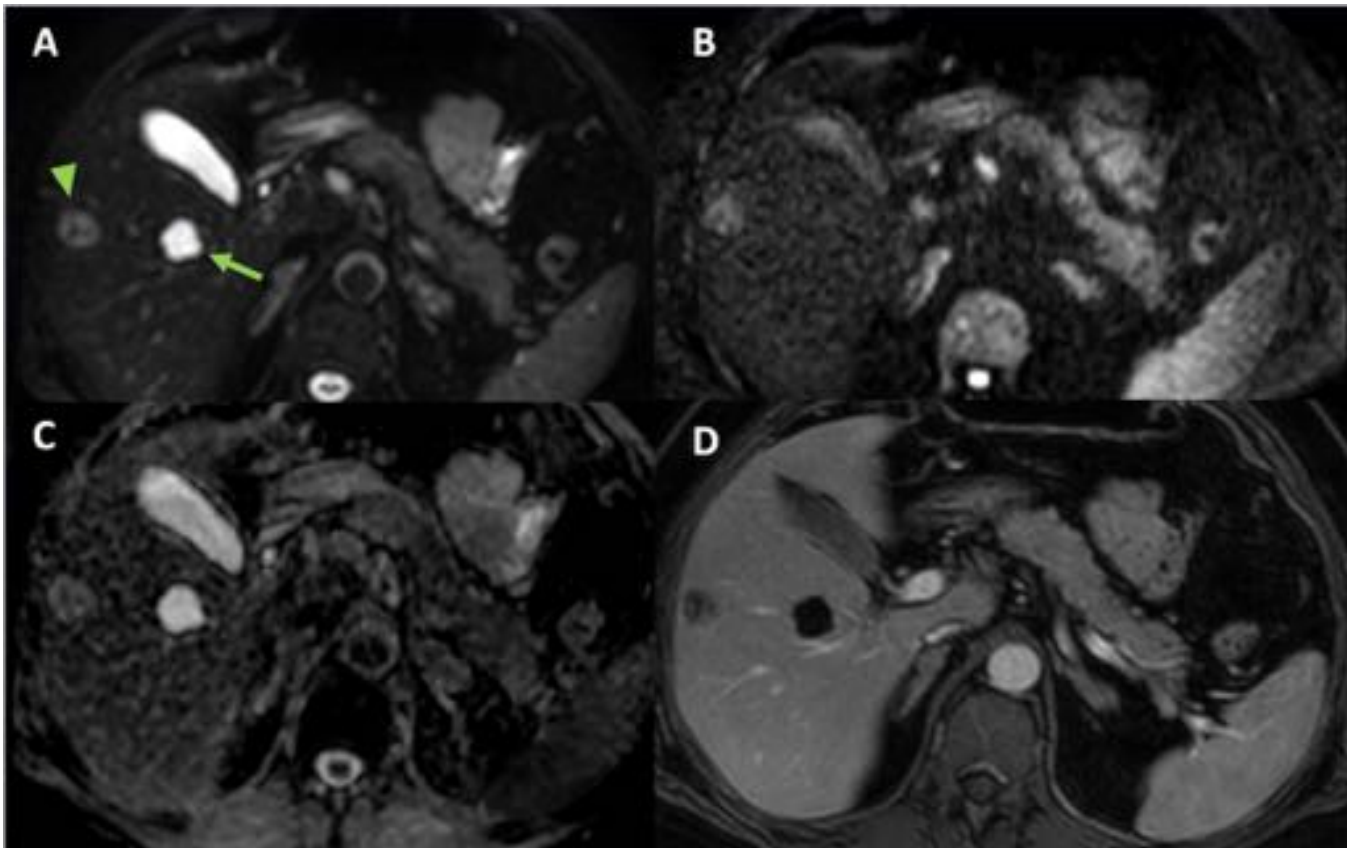


Fig. 34: Diferenciación quiste-lesión sólida. A: imagen de RM de difusión (b0) que muestra dos lesiones hiperintensas (flecha) y señal intermedia (cabeza de flecha). En imagen b 1000 y mapa ADC (C) la primera pierde señal, por ausencia de restricción de difusión, y la segunda mantiene la señal por restricción, diferenciándolas como quiste simple y metástasis. D: imagen de RM T1 con supresión grasa con contraste que confirma el comportamiento de ambas lesiones como quiste y metástasis respectivamente.

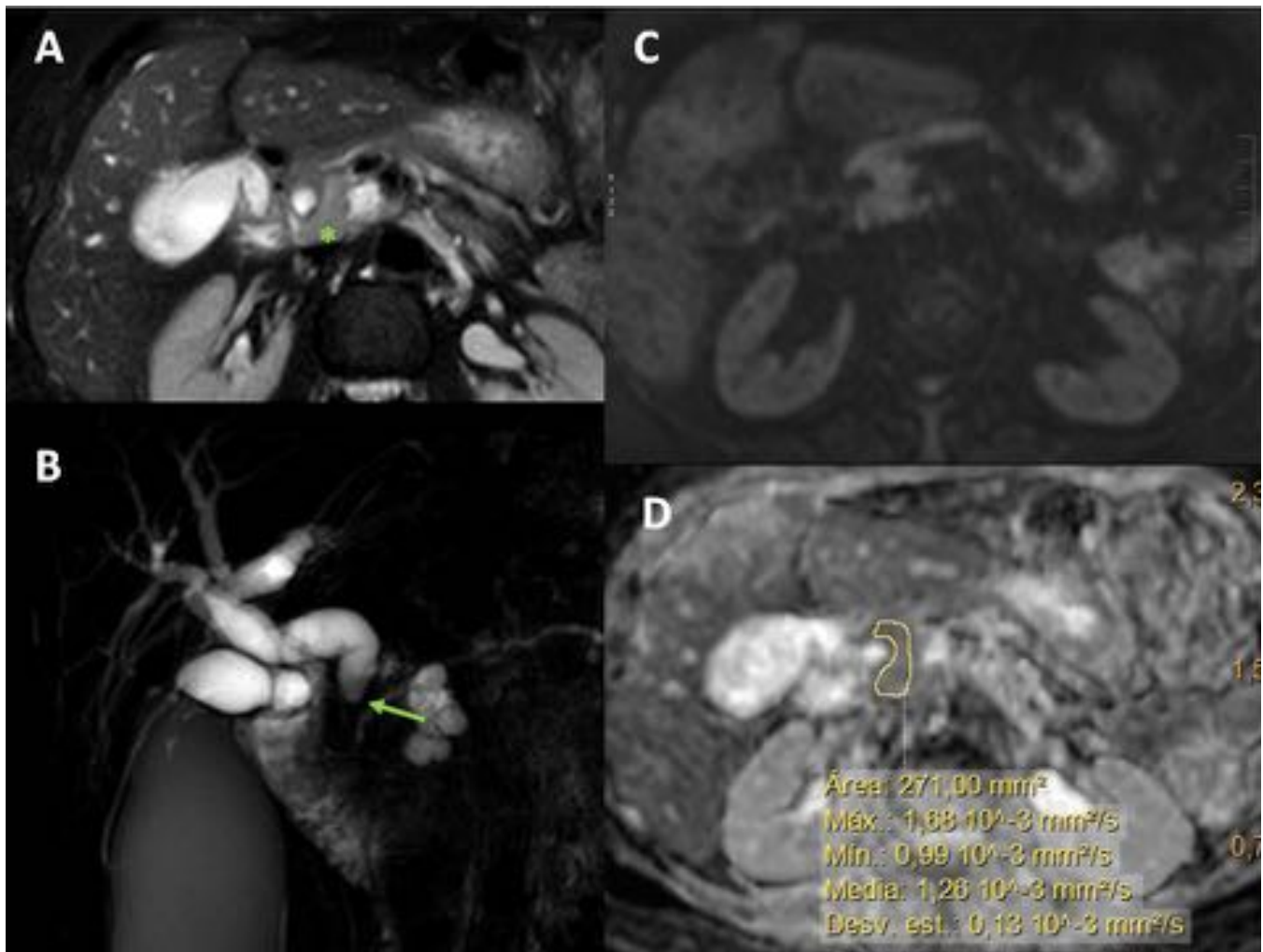


Fig. 35: Neoplasia de cabeza de páncreas. A: Imagen transversal de RM T2 con supresión grasa que muestra lesión bien definida en cabeza de páncreas (asterisco), que condiciona dilatación de colédoco en colangio RM (B) por estenosis distal (flecha). C y D: imágenes transversales de RM difusión (b 1000) y mapa de ADC que muestran que la lesión presenta un bajo ADC.

Conclusiones

Para una mejor utilización de la imagen de resonancia magnética potenciada en difusión, es necesario conocer los principios fundamentales y conceptos que subyacen a los aspectos físicos y técnicos, así como también a las ventajas, limitaciones y potenciales errores de interpretación en la patología abdominopélvica.

Bibliografía / Referencias

1. Koh D-M, Blackledge M, Padhani AR, Takahara T, Kwee TC, Leach MO, et al. Whole-Body Diffusion-Weighted MRI: Tips, Tricks, and Pitfalls. American Journal of Roentgenology. 2012

- Aug;199(2):252–62.
2. Padhani AR, Miles KA. Multiparametric imaging of tumor response to therapy. *Radiology*. 2010 Aug;256(2):348–64.
 3. Padhani AR, Koh D-M, Collins DJ. Whole-body diffusion-weighted MR imaging in cancer: current status and research directions. *Radiology*. 2011 Dec;261(3):700–18.
 4. Padhani AR, Gogbashian A. Bony metastases: assessing response to therapy with whole-body diffusion MRI. *Cancer Imaging*. 2011;11(1A):S129–54.
 5. Littooij AS, Kwee TC, Barber I, Granata C, Vermoolen MA, Enríquez G, et al. Whole-body MRI for initial staging of paediatric lymphoma: prospective comparison to an FDG-PET/CT-based reference standard. *Eur Radiol*. 2014 Feb 23;24(5):1153–65.
 6. Byun WM, Shin SO, Chang Y, Lee SJ, Finsterbusch J, Frahm J. Diffusion-weighted MR imaging of metastatic disease of the spine: assessment of response to therapy. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2002 Jun;23(6):906–12.
 7. Adams HJA, Kwee TC, Vermoolen MA, Keizer B, Klerk JMH, Adam JA, et al. Whole-body MRI for the detection of bone marrow involvement in lymphoma: prospective study in 116 patients and comparison with FDG-PET. *Eur Radiol*. 2013 Apr 17;23(8):2271–8.
 8. Phd ACMMJM, Md BVSG, Md ALJ, Phd AJDRM. Diffusion MR Imaging for Monitoring Treatment Response. *Neuroimaging Clinics of NA*. 2011 Feb 1;21(1):153–78.
 9. Reischauer C, Froehlich JM, Koh D-M, Graf N, Padevit C, John H, et al. Bone metastases from prostate cancer: assessing treatment response by using diffusion-weighted imaging and functional diffusion maps—initial observations. *Radiology*. 2010 Nov;257(2):523–31.
 10. Michielsen K, Vergote I, beeck K, Amant F, Leunen K, Moerman P, et al. Whole-body MRI with diffusion-weighted sequence for staging of patients with suspected ovarian cancer: a clinical feasibility study in comparison to CT and FDG-PET/CT. *Eur Radiol*. 2013 Dec 11;24(4):889–901.
 11. Mowatt G, Scotland G, Boachie C, Cruickshank M, Ford J, Fraser C, et al. The diagnostic accuracy and cost-effectiveness of magnetic resonance spectroscopy and enhanced magnetic resonance imaging techniques in aiding the localisation of prostate abnormalities for biopsy: a systematic review and economic evaluation. *Health Technol Assess*. 2013 May;17(20):1–281.
 12. Espada M, Garcia-Flores JR, Jimenez M, Alvarez-Moreno E, Haro M, Gonzalez-Cortijo L, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging evaluation of intra-abdominal sites of implants to predict likelihood of suboptimal cytoreductive surgery in patients with ovarian carcinoma. *Eur Radiol*. 2013 Apr 19;23(9):2636–42.
 13. Luboldt W, Kufer R, Blumstein N, Toussaint TL, Kluge A, Seemann MD, et al. Prostate Carcinoma: Diffusion-weighted Imaging as Potential Alternative to Conventional MR and 11C-Choline PET/CT for Detection of Bone Metastases. *Radiology*. 2008 Nov 14;249(3):1017–25.
 14. Koh D-M, Collins DJ. Diffusion-Weighted MRI in the Body: Applications and Challenges in Oncology. *American Journal of Roentgenology*. 2007 Jun;188(6):1622–35.
 15. Mosavi F, Johansson S, Sandberg DT, Turesson I, Sörensen J, Ahlström H. Whole-Body Diffusion-Weighted MRI Compared With 18F-NaF PET/CT for Detection of Bone Metastases in Patients With High-Risk Prostate Carcinoma. *American Journal of Roentgenology*. 2012 Nov;199(5):1114–20.
 16. Afaq A. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for tumour response assessment: why, when and how? *Cancer Imaging*. 2010;10(1A):S179–88.
 17. Lecouvet FE, Larbi A, Pasoglou V, Omoumi P, Tombal B, Michoux N, et al. MRI for response assessment in metastatic bone disease. *Eur Radiol*. 2013 Mar 1;23(7):1986–97.
 18. Li SP, Padhani AR. Tumor response assessments with diffusion and perfusion MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2012 Mar 20;35(4):745–63.
 19. Wu L-M, Gu H-Y, Zheng J, Xu X, Lin L-H, Deng X, et al. Diagnostic value of whole-body magnetic resonance imaging for bone metastases: a systematic review and meta-analysis. *J Magn Reson Imaging*. 2011 May 25;34(1):128–35.
 20. Dow-Mu Koh, David J. Collins. Diffusion-Weighted MRI in the Body: Applications and Challenges in Oncology. *AJR* 2007; 188:1622–1635.
 21. Aliya Qayyum, MBBS, MRCP, FRCR. Diffusion-weighted Imaging in the Abdomen and Pelvis: Concepts and Applications. *RadioGraphics* 2009; 29:1797–1810.
 22. Dell P. Dunn, Karen S. Lee, Martin P. Smith, Koenraad J. Mortel. Nononcologic Applications

of Diffusion-Weighted Imaging in the Gastrointestinal System

23. Dell P. Dunn, et al. Non-oncologic applications of diffusionweighted imaging (DWI) in the genitourinary system. *Abdom Imaging* (2015) 40:1645–1654
24. William A. Moore, Gaurav Khatri, et al. Added Value of Diffusion-Weighted Acquisitions in MRI of the Abdomen and Pelvis. *AJR* 2014; 202:995–1006.