

# Utilidad de la técnica Dixon en el estudio de la médula ósea mediante Resonancia Magnética

María Isabel Arévalo Evans<sup>1</sup>, Juan Pablo Herrero<sup>2</sup>, Paula  
Gómez Lozano, Ángela Vega de Miguel Delgado,  
Carlos López de Letona Luna, Yady Zamara Vera Rozo

<sup>1</sup>Hospital Universitario de Cáceres, Cáceres

## Objetivo

Presentar la **técnica** Dixon, mostrar sus **ventajas** en el estudio de la médula ósea y su utilidad para **diferenciar lesiones óseas benignas de malignas** centrándonos en la columna vertebral utilizando estudios de resonancia magnética (RM) realizados en nuestro hospital.

## Revisión del tema

### COLUMNA VERTEBRAL Y MÉDULA ÓSEA

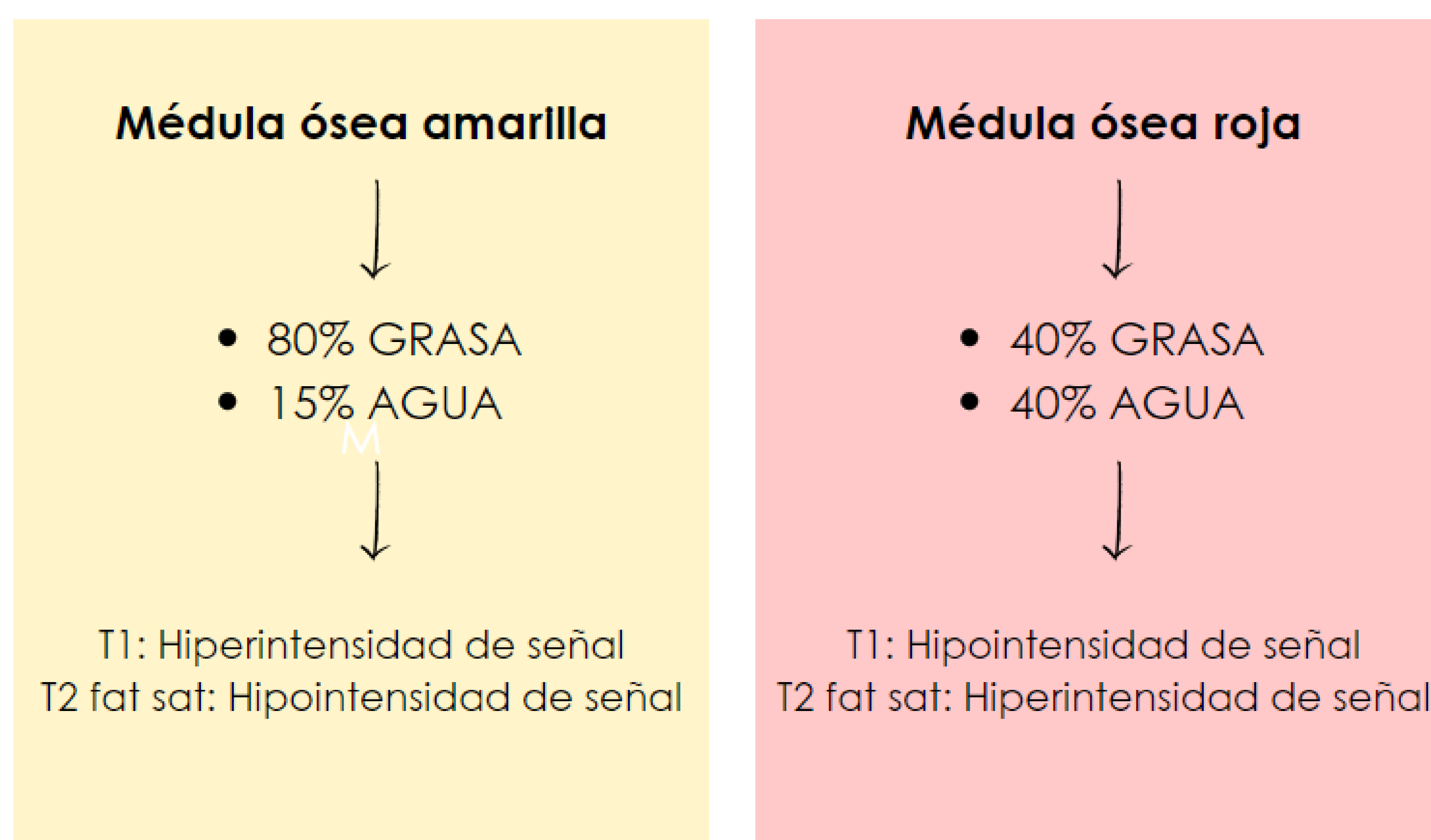
La columna vertebral es la tercera localización más frecuente para la enfermedad metastásica. Por otro lado, los tumores óseos más recurrentes son las metástasis y la columna es su principal lugar de localización. De manera frecuente, se localizan en los **cuerpos vertebrales** siendo el segmento más afectado la columna torácica (70%) [2].

La **RM** se considera la modalidad de imagen de mayor utilidad para evaluar la enfermedad metastásica de la columna vertebral, es más sensible que la radiografía simple, la tomografía computarizada (TC) y las exploraciones de medicina nuclear [2].

La **médula ósea** (MO) normal presenta tres componentes principales: la matriz ósea, la MO roja o hematopoyética y la MO amarilla o grasa. Así:

- La **MO amarilla** tiene 80% de grasa y 15% de agua. Por tanto, en secuencias de RM potenciadas en T1 presenta hiperintensidad de señal (similar al tejido celular subcutáneo) y en secuencias potenciadas en T2 con saturación grasa, una intensidad de señal baja.
- La **MO roja** contiene un 40% de grasa y 40% de agua, por lo que su alta celularidad se traduce en una baja intensidad de señal en secuencias potenciadas en T1 y una alta intensidad de señal en secuencias potenciadas en T2 con saturación grasa [4].

En los trastornos infiltrativos la grasa desaparece, por lo tanto, son útiles las *secuencias que muestran diferencias entre la señal de grasa y agua.*





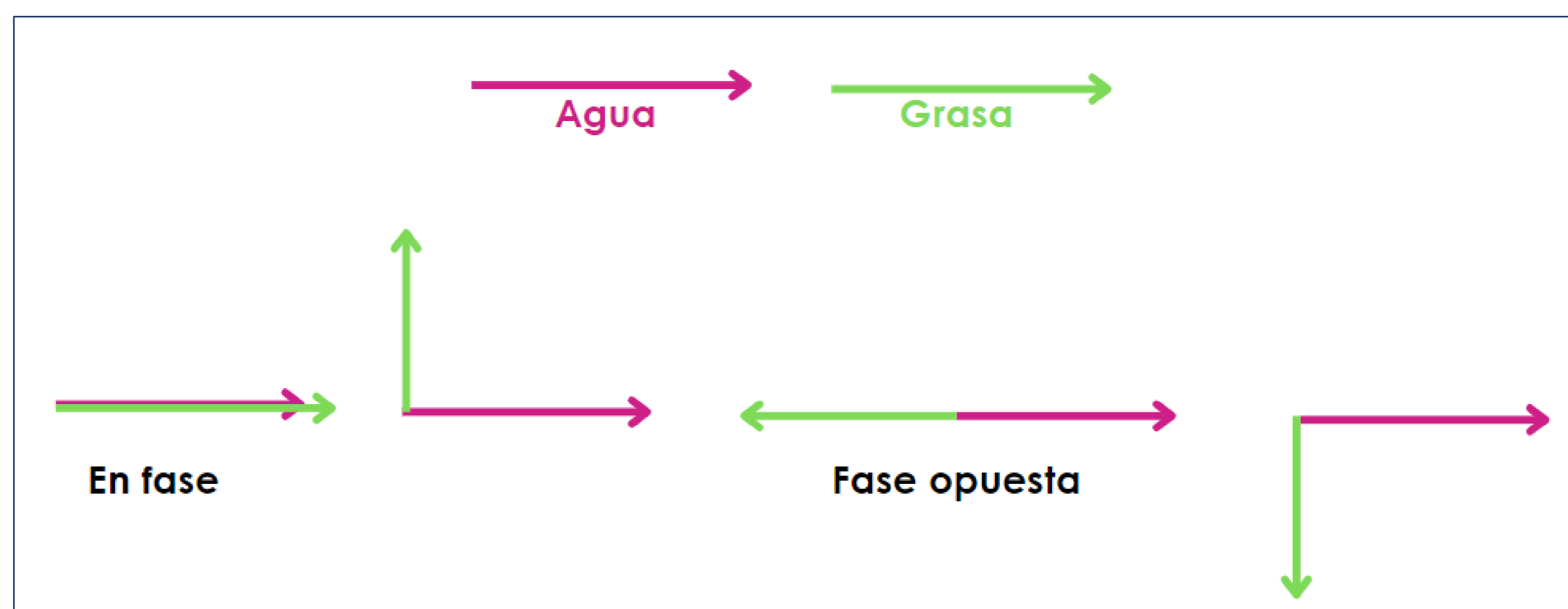
**Figura 1.** RM lumbar sin hallazgos radiológicos de interés donde podemos visualizar la diferente intensidad de señal de la médula ósea en las distintas secuencias. **A** T2 en fase DIXON **B** T2 fuera de fase DIXON **C** T2 W DIXON **D** T2 F DIXON **E** T1 FSE.

## TÉCNICA DIXON

La técnica Dixon, cuyo nombre se debe a su autor, fue desarrollada en 1984. Recibe nombres distintos en función de la casa comercial (IDEAL, DIXON, mDIXON, WFOP) [3].

Es una técnica de supresión grasa basada en la diferente frecuencia de precesión de los protones de hidrógeno del agua y de la grasa cuando están sometidos bajo un campo magnético. Esta diferencia de frecuencias variará dependiendo del campo magnético. En base a esa diferencia en la frecuencia de precesión, dependiendo del momento en que recojamos la señal (TE), podremos obtener que los protones asociados a las moléculas de agua y grasa se encuentren:

- En la misma fase (**en fase**), con la misma dirección de desplazamiento químico. Se sumará la intensidad de señal de los  $H_1$ , tanto de las moléculas de agua como de grasa.
- En fases opuestas (**fuera de fase**): con distinta dirección de desplazamiento químico. Aquí los vóxel con el mismo porcentaje de agua y grasa perderán la señal. Los vóxel con diferente porcentaje de agua y grasa modificarán menos su señal [3].



Por ello, todo lo que presenta una caída de señal en la secuencia de fuera de fase en comparación con la secuencia en fase indica la presencia de grasa microscópica o intracelular.

A diferencia de otras técnicas de supresión grasa la técnica Dixon no permite la supresión de la grasa durante la adquisición de la imagen si no durante el postprocesado.

El método Dixon nos permite crear dos imágenes adicionales utilizando un postproceso:

- **Solo agua (W):** fase + fuera de fase.
- **Solo grasa (F):** fase – fuera de fase

## Ventajas y desventajas

En cuanto a sus **VENTAJAS**, esta técnica puede utilizarse en *cualquier potenciación (T1, T2, DP)*, asociar a *múltiples técnicas de imagen (SE, TSE, FSE, SSFP, 2D, 3D)* y utilizarse *con y sin contraste* [3].

Además, la técnica Dixon destaca por su **homogeneidad en la supresión de grasa**, ya que es menos sensible tanto a la heterogeneidad del campo magnético principal como al campo de radiofrecuencia en comparación con otros métodos de saturación de grasa, lo que proporciona resultados aún mejores en campos magnéticos altos (3T) en comparación con campos magnéticos más bajos. De este modo, tiene **menor sensibilidad a artefactos**, especialmente al movimiento y al metal postquirúrgico [3].

El uso de la técnica Dixon con secuencias T2W FSE puede sustituir tanto a las secuencias T2W FSE como SPAIR u otras adquisiciones de supresión de grasa, lo que puede **ahorrar tiempo total de exploración**. Maeder et al. [1] demostraron que la combinación de las secuencias Dixon T2W SE con las reconstrucciones de sólo agua y sólo grasa pueden reemplazar la combinación estándar de secuencias morfológicas (T1 y T2 con supresión grasa) para la detección de metástasis óseas en la columna vertebral; lo que también contribuiría a la reducción del tiempo de adquisición de imagen.

Otra de sus ventajas es que permite la **cuantificación de la grasa** de un tejido, lo que nos va a ayudar a diferenciar lesiones benignas de malignas [2,3].



Por otro lado, no es una técnica exenta de **DESVENTAJAS**, entre las que podemos encontrar:

- El movimiento del paciente condicionaría que el **artefacto se propagase a todas las series** derivadas de la adquisición.
- Supone un **aumento del tiempo de adquisición de cada secuencia**.

## VENTAJAS

- Cualquier potenciación (*T1, T2, DP*),
- Asociación con otras técnicas (*SE, TSE, FSE, SSFP, 2D, 3D*).
- Con / sin contraste intravenoso

Mayor homogeneidad en la supresión de grasa

Menor sensibilidad a artefactos (movimiento, metal)

Ahorro tiempo total exploración

Cuantificación de la grasa de un tejido

## DESVENTAJAS

Artefactos con afectación de todas las series

Aumento del tiempo de adquisición de cada secuencia

## Utilidad de la técnica Dixon para diferenciar lesiones óseas malignas de benignas

Las *lesiones óseas primarias o metastásicas* por proliferación celular reemplazan la médula ósea normal por células malignas, lo que condiciona una **pérdida de la señal grasa normal**. Esta pérdida de la señal grasa es uno de los criterios fundamentales para diferenciar la médula ósea normal de procesos patológicos.

Por ello, para el estudio de la médula ósea mediante RM utilizaremos secuencias sensibles a la grasa (T1) donde la mayoría de las anomalías de la médula ósea se mostrarán como una disminución de la señal de la misma.

También utilizaremos secuencias sensibles al agua (T2 y DP) ya que la mayoría de los procesos patológicos de la médula ósea producen un aumento de señal, debido a un incremento del agua.

Utilizaremos estas secuencias con supresión grasa para mejorar la sensibilidad de la detección del agua, pudiendo utilizar la técnica Dixon [3].

El método Dixon nos permite hacer una **cuantificación de la grasa** mediante las imágenes en fase y fuera de fase. Dependiendo de la cantidad de grasa dentro de la lesión, veremos una caída de la señal variable en la imagen fuera de fase comparada con la imagen en fase. Poniendo un ROI dentro de la lesión en las imágenes de fase y fuera de fase, obtendremos las diferentes intensidades de la señal. Con esto, podremos obtener:

**Ratio de la caída de la intensidad de la señal (SIR):**

$$\frac{IS \text{ fuera de fase (OP)}}{IS \text{ en fase (IP)}}$$

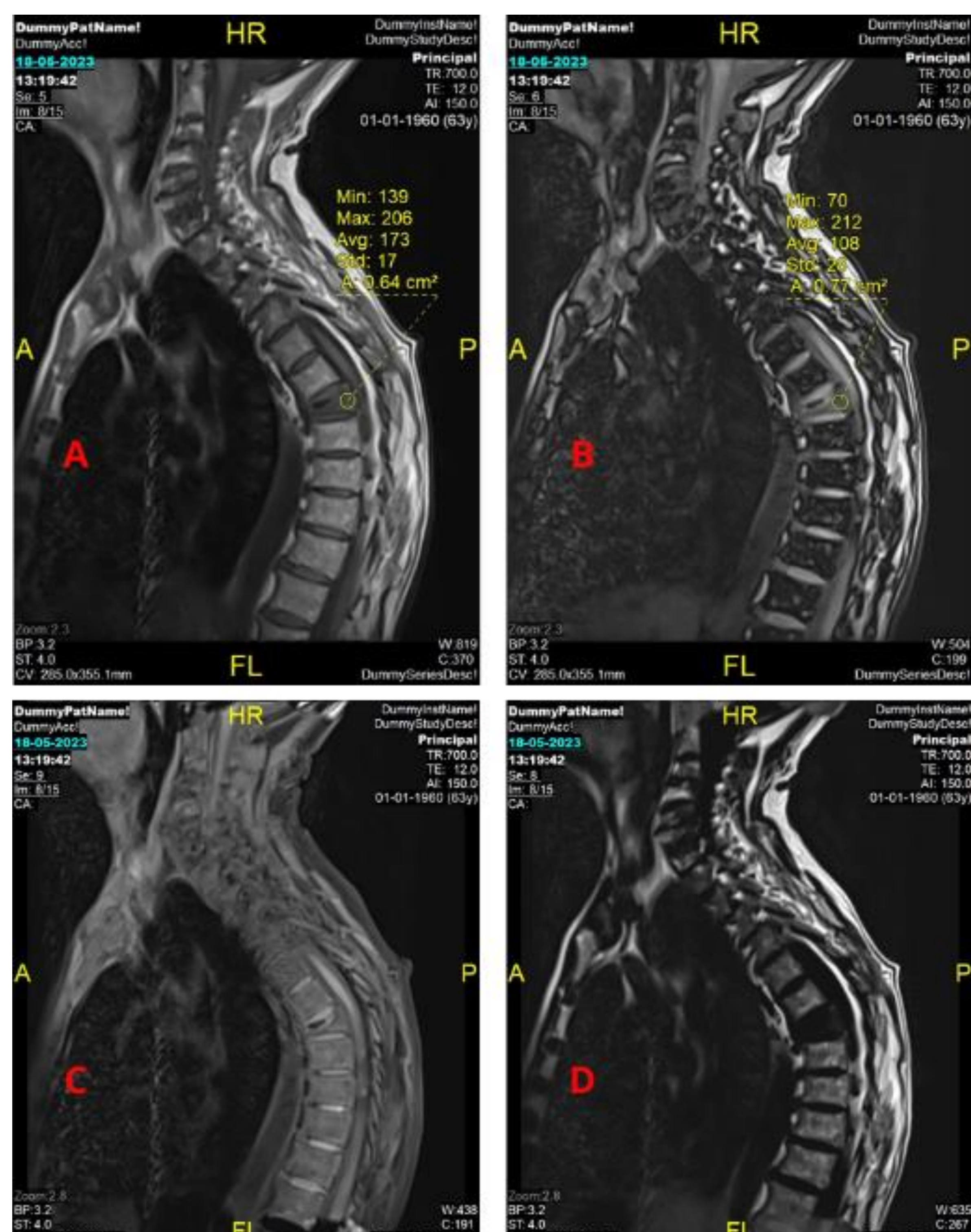
**% caída de la señal:**

$$\frac{IS \text{ en fase IP} - IS \text{ fuera de fase OP}}{IS \text{ en fase IP}} \times 100$$

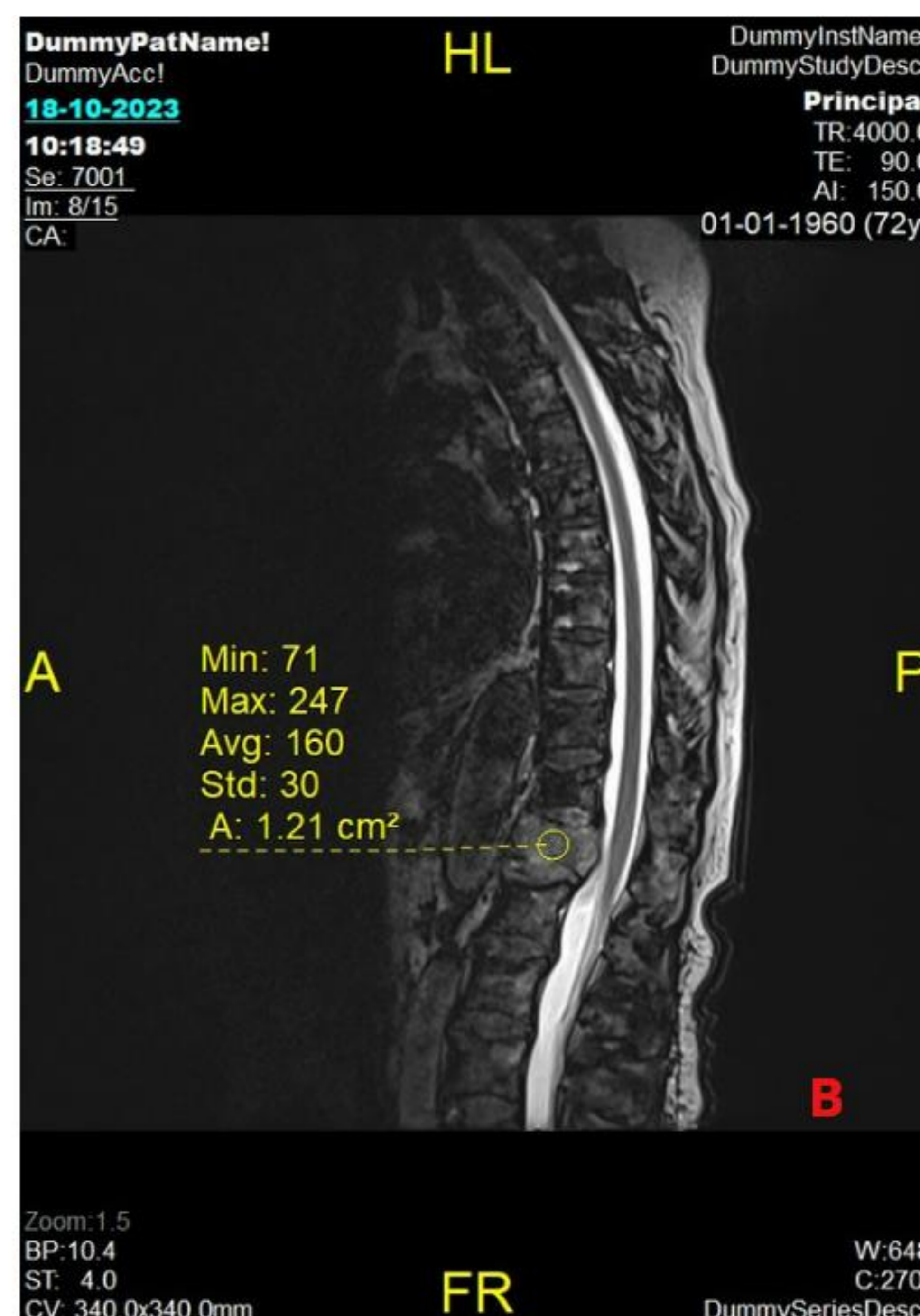
En base a esto, se establece que:

- En los procesos que sustituyen o desplazan la médula ósea (**MALIGNOS**), tendrán:
  - Un valor de corte **SIR > 0.8** o un **porcentaje de caída de la señal < 20%**.
- Por el contrario, los procesos que no sustituyen la médula ósea (**BENIGNOS**), mostrarán:
  - Un **SIR < 0.8** Un **porcentaje de caída de la señal > 20%**

Sensibilidad del 95% y especificidad del 89%. [1,2,3].



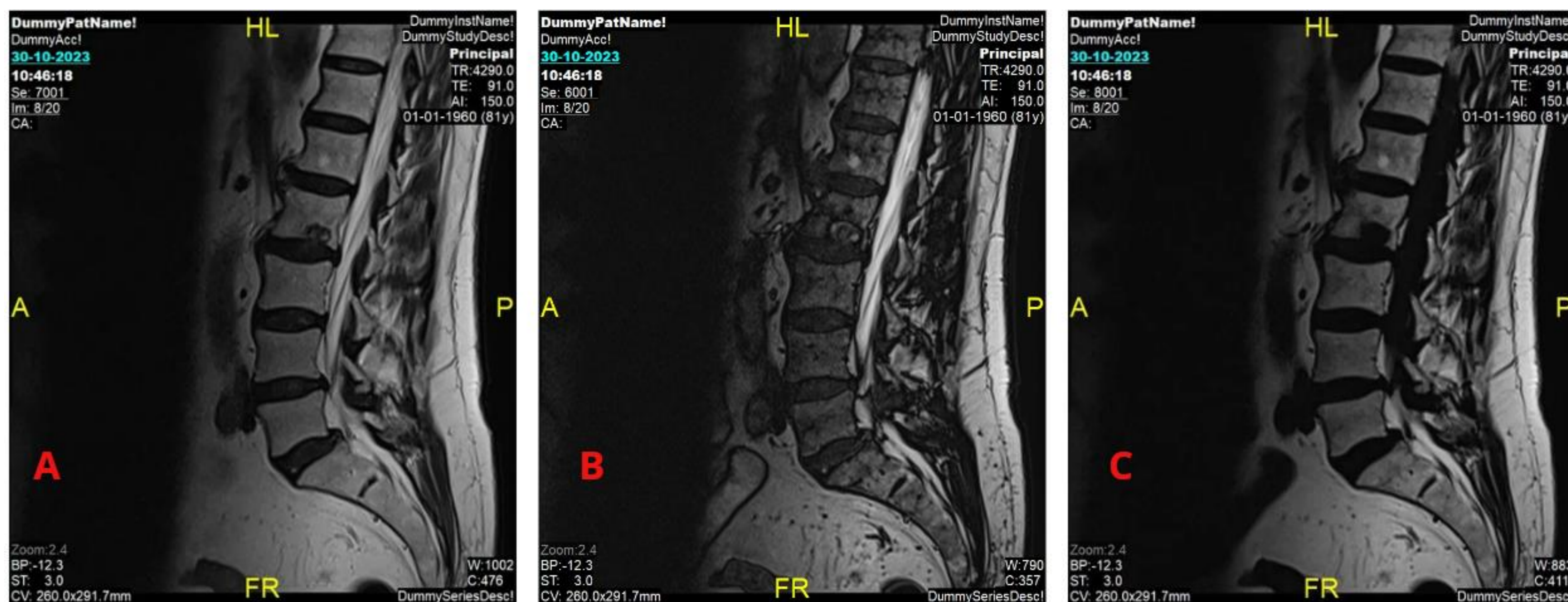
**Figura 2.** RM de una mujer de 70 años, sin antecedentes personales relevantes, que muestra un acúñamiento anterior del cuerpo vertebral D7 con una pérdida de altura de entre el 25-50%, que se acompaña de edema medular óseo.  $SIR < 0.8$ , lo que sugiere benignidad, hallazgos en relación con fractura aguda / subaguda de origen osteoporótico. **A)** T1 IP Dixon **B)** T1 OP DIXON **C)** T1 W DIXON **D)** T1 F Dixon



**Figura 3.** RM de una paciente de 60 años con antecedentes personales de adenocarcinoma de pulmón estadio IV. En la que se identifica una disminución en la altura y de la señal en la secuencia en fase del cuerpo vertebral D12 (**A**), sin caída de la señal en secuencia de fase (**B**), con un  $SIR > 0.8$ , hallazgo sugerente de malignidad.



**Figura 4.** RM de con un hombre de 46 años con historia personal de cáncer de pulmón avanzado en la que observamos una alteración en la intensidad de señal que afecta a la totalidad de cuerpos vertebrales incluidos en el estudio. Identificamos una hiperintensidad de señal en secuencias potenciadas en T2 (en fase y Dixon sólo agua), (**A** y **C**), sin caída de señal en secuencia de fase opuesta (**B**). Hay una sustitución difusa de la médula ósea que resulta más evidente en secuencia T2 Dixon solo grasa (**D**), con hipointensidad de todos los cuerpos vertebrales observados, lo que traduce infiltración tumoral difusa.

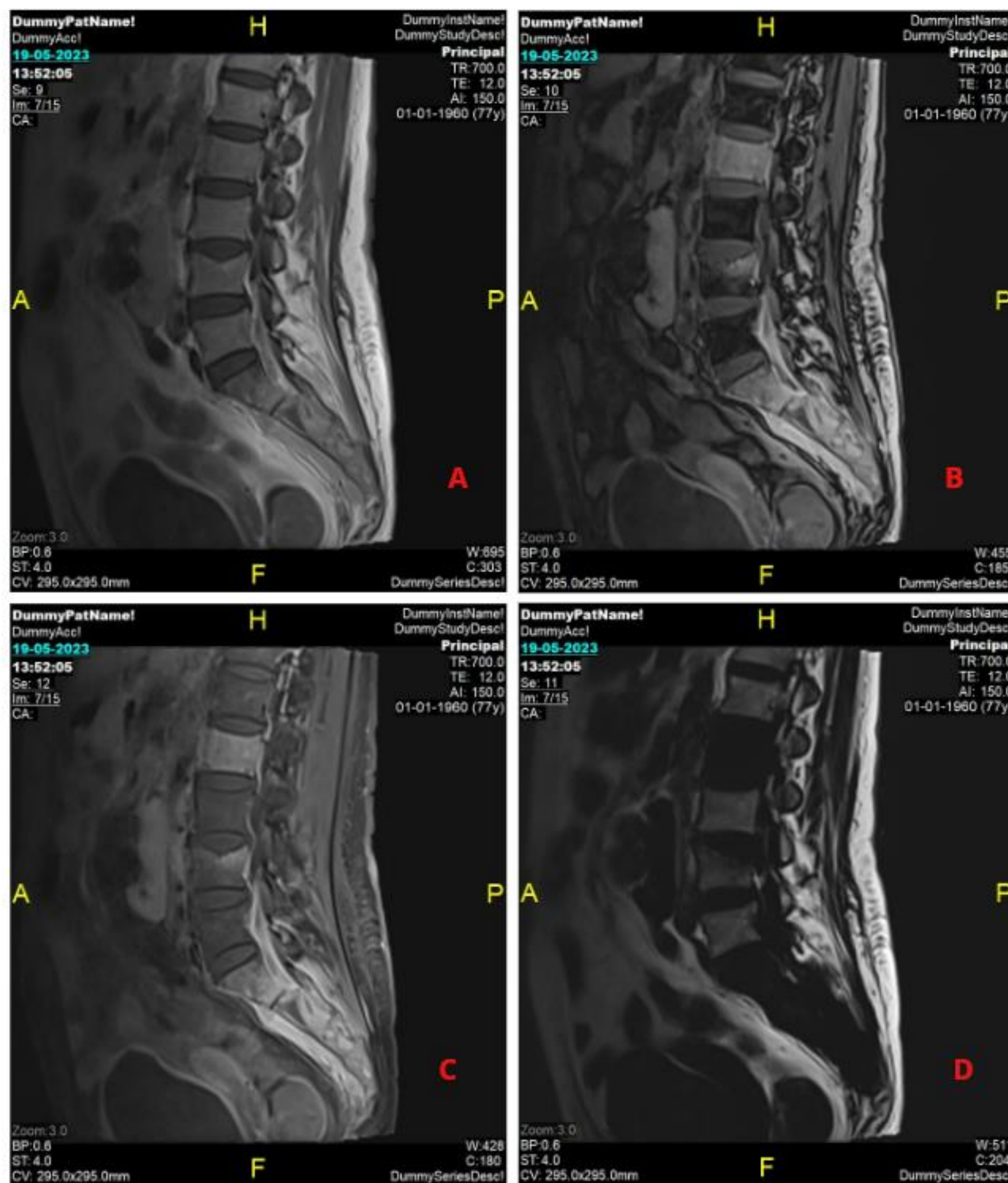


**Figura 5.** RM lumbar de una paciente de 45 años con historia personal de cáncer de mamá en la que se identifica una lesión focal en el cuerpo vertebral de L2, de margen escleroso, en contacto con el platillo inferior, con la misma intensidad de señal en todas las secuencias que el disco intervertebral adyacente. La lesión, que además ya se visualizaba en anteriores estudios, fue sugerente de hernia de Schmorl. **A)** T2 IP Dixon **B)** T2 OP Dixon **C)** T2 W Dixon **D)** T2 F Dixon.



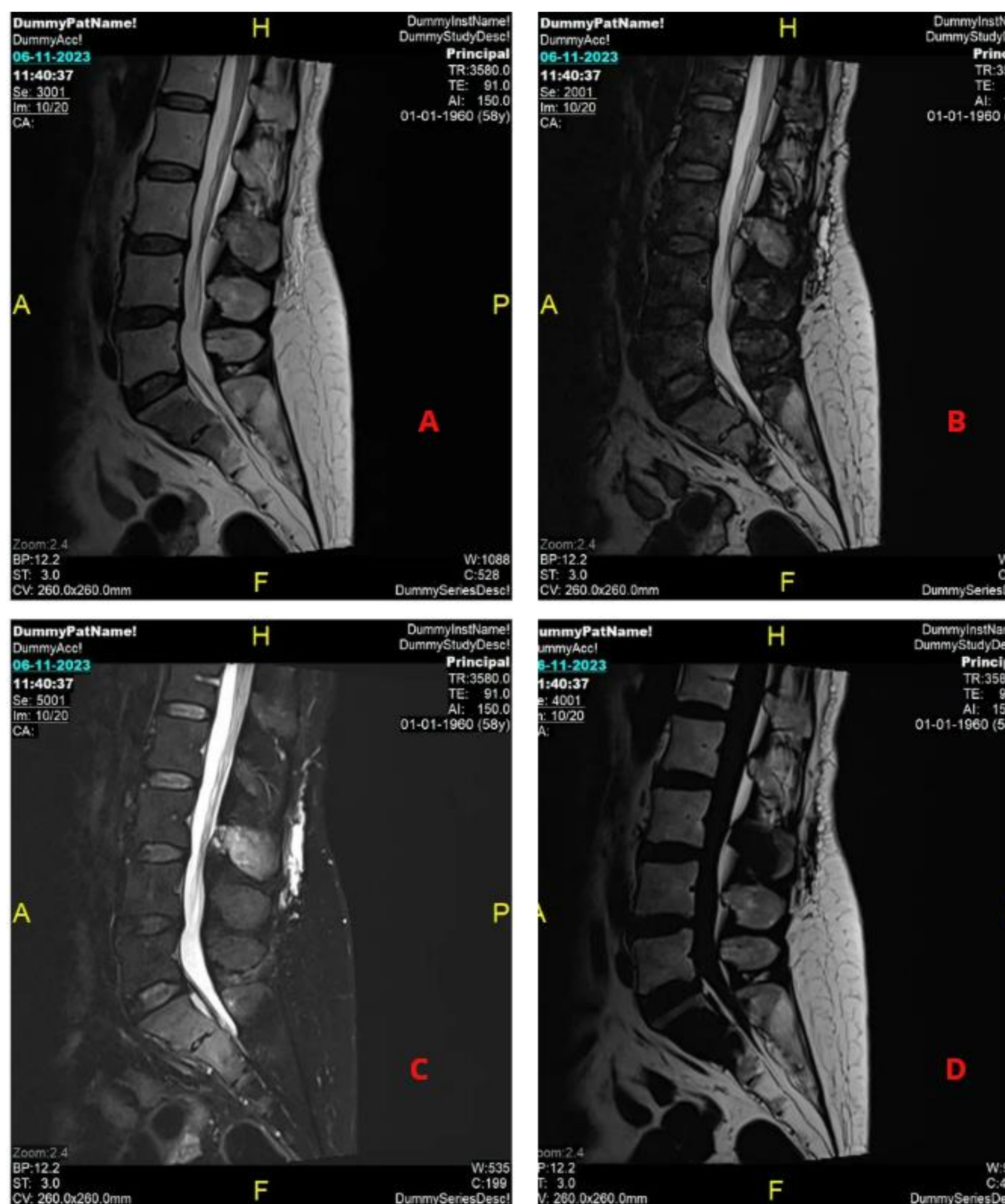
**Figura 6.** RM de un paciente con antecedente personal de cáncer de pulmón en la que se identifica una alteración difusa de la intensidad de señal del cuerpo vertebral D7, con hipointensidad de señal en secuencias sensibles al líquido, sin caída de señal en secuencias de fase opuesta en comparación con la secuencia de fase (A and B), aumento de la señal en secuencia de solo agua (C) y marcada hipointensidad en secuencia de solo grasa (D); hallazgos indicativos de infiltración tumoral difusa.

En el cuerpo vertebral inferior (D8), se identifica otra alteración de señal, de morfología nodular y margen bien definido correspondiente a una lesión benigna, hemangioma óseo, que muestra hiperintensidad de señal en secuencia en fase (A), con caída de señal en fase opuesta (B), además de hiperintensidad en secuencias de solo agua (C) y solo grasa (D).

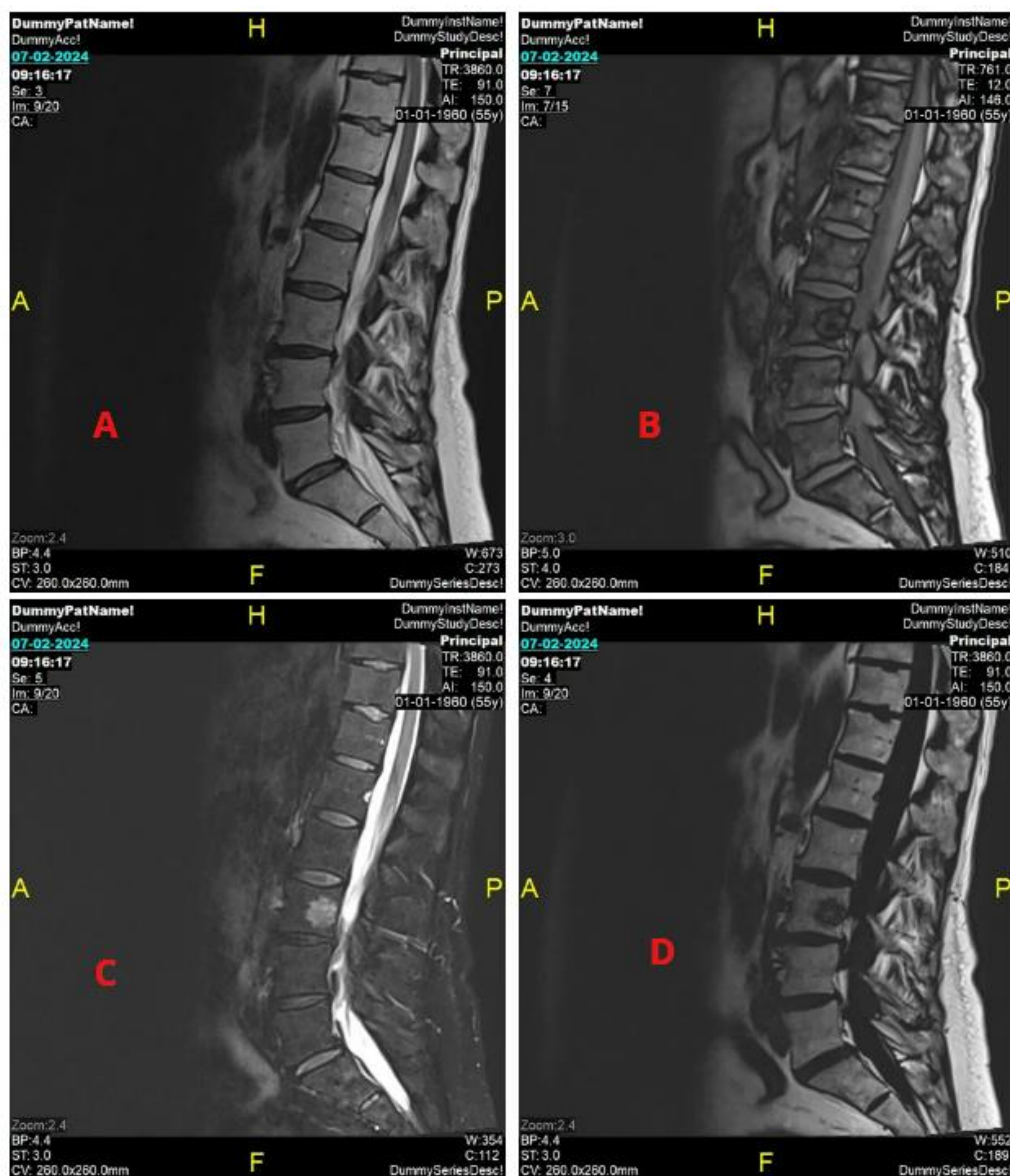


**Figura 7.** RM que revela infiltración ósea de origen metastásico del cuerpo vertebral de L2 y L4, región anterior del cuerpo vertebral de L3, elementos posteriores de L5 y el sacro, con masa de partes blandas que se extiende a la región presacra y pélvica. **A)** T1 Dixon en fase **B)** T1 Dixon fase opuesta **C)** T1 Dixon sólo agua **D)** T1 Dixon sólo grasa.





**Figura 8.** RM de una paciente con cáncer de mamá avanzado, en la que se observa una hiperintensidad de señal en secuencias en fase y Dixon solo agua de los pedículos y elementos posteriores de L3 y cuerpos vertebrales de S1 y S2, sin caída de señal en secuencias de fase opuesta, indicando reemplazamiento medular óseo por infiltración tumoral. Estos hallazgos son más evidentes en secuencia solo grasa, con marcada hipointensidad de señal en las estructuras óseas afectas. **A)** T2 IP Dixon **B)** T2 OP Dixon **C)** T2 W Dixon **D)** T2 F Dixon.



**Figura 9.** RM lumbar con secuencia T2 Dixon sagital en paciente con lumbalgia y antecedentes personales de carcinoma colorrectal donde se identifica una lesión focal ósea en el muro posterior del cuerpo vertebral de L3, hipointensa en secuencia sólo grasa (D) e hiperintensa en secuencias sensibles al líquido (A y C), con presencia de caída central de la señal en secuencias en fase opuesta (B) con respecto a la secuencia en fase (en relación con contenido graso central), hallazgos que sugieren benignidad, pudiendo estar en relación con hemangioma pobre en grasa o islote de médula ósea roja.

No obstante, existen múltiples procesos no malignos que nos pueden dar un aspecto muy parecido en las lesiones malignas, siendo un reto diagnóstico muchas veces. Algunas de ellas son:

- Hiperplasia focal de médula roja
- Reconversión de la médula ósea roja
- Fracturas vertebrales no patológicas
- Hemangiomas atípicos
- Edema óseo de cualquier causa (secundario a traumatismo, infección, etc).

En estas situaciones, generalmente hay suficiente preservación de la grasa para permitir una **pérdida de señal > 20% (1.5T) o > 25% (3T)** en las imágenes en fuera de fase (OP).

En ocasiones, podemos encontrar problemas de **falsos positivos** de malignidad en lesiones que muestren una disminución insuficiente de la intensidad de la señal en las imágenes en fase opuesta, como sería el caso de las *lesiones óseas escleróticas* como la mielofibrosis, fracturas óseas escleróticas en proceso de curación, hemangiomas atípicos muy escleróticos o la enfermedad de Paget.

Otros posibles problemas de **falsos negativos** sería el artefacto de susceptibilidad magnética de metástasis densamente escleróticas, metástasis de carcinoma de células renales que contienen grasa o metástasis tratadas previamente con quimioterapia o radioterapia (que pueden inducir la aparición de grasa intralesional).

Estos inconvenientes deben tenerse en cuenta al informar los resultados de la imagen de la médula ósea.

## Conclusiones

La **técnica Dixon** es una técnica útil para caracterizar lesiones óseas mediante la *cuantificación de la grasa intracelular microscópica* con una *alta sensibilidad y especificidad* reconocidas para **diferenciar la naturaleza neoplásica o no neoplásica** de una lesión.

## Bibliografía

1. Maeder Y, Dunet V, Richard R, Becce F, Omoumi P. Bone marrow metastases: T2-weighted Dixon Spin-Echo Fat Images Can Replace T1-weighted Spin-Echo Images. *Radiology*. 2018;286 (3):948–59.
2. Montoya – Bordón J, Elvira – Ruiz P, Carriazo – Jimenez B et al. Diagnóstico por imagen de las metástasis vertebrales. *Revista Española de Cirugía y Traumatología*. 2023.  
<https://doi.org/10.1016/j.recot.2023.05.004>
3. Van Vucht N, Santiago R, Lottman B et al. The Dixon technique for MRI of the bone marrow. *Skeletal Radiol*. 2019; 48 (12):1861-1874.
4. Zarad C.A, Elmaaty A, Abo W. Dixon chemical shift MR sequences for demonstrating of bone marrow vertebral metastasis. *Egypt J Radiol Nucl Med*. 2022; 53: 176.