

# RM avanzada en tumores MSK

Sergio Díaz Prados

# Índice

- **INTRODUCCIÓN**
- **DESPLAZAMIENTO QUÍMICO**
- **DIFUSIÓN**
- **ESPECTROMETRÍA**
- **PERFUSIÓN**
- **ELASTOGRAFÍA**
- **SECUENCIA ZERO ECHO**
- **CASOS PARTICULARES**

# I. Introducción

La resonancia magnética avanzada combina información sobre la morfología tumoral con **datos cuantitativos sobre** las características tisulares subyacentes mediante distintos biomarcadores de imagen

## ¿CUÁLES SON?

- Desplazamiento químico (en fase y fuera de fase)
- DIFUSIÓN con mapeo del coeficiente de difusión aparente (ADC)
- ESPECTROSCOPIA
- PERFUSIÓN
- + otras que están en desarrollo.

## ¿QUE PRETENDEN?

- A pesar de un enfoque de imagen multimodal ... el 50% de las lesiones siguen siendo indeterminadas ( sobre todo en tumores MSK, por carecer de características distintivas por imagen )
- ¿Después de cx... tumor residual o recurrencia, cambios fibroinflamatorios? **No vale solo con cambios de tamaño**

Table 1  
Functional MR imaging sequences and biological processes involved

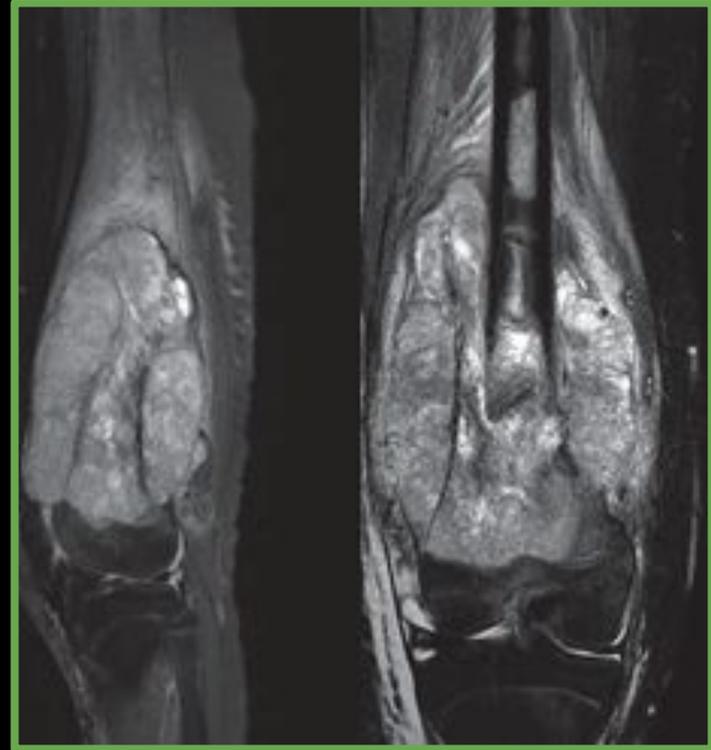
Sequence	Biological Significance
Chemical shift imaging	Presence of microscopic fat
Perfusion, DCE, MR imaging	Vascularization (angiogenesis)
Diffusion (DWI)	Cellularity (viable tumor)
Spectroscopy (MRSI)	Metabolism (choline: cellular membrane turnover)

# I. Introducción

La resonancia magnética funcional (RMF) combina información sobre la morfología tumoral con **datos cuantitativos sobre** las características tisulares subyacentes mediante distintos biomarcadores de imagen.

## ¿DESAFÍOS?

Características de tumores  
MSK → inhomogeneidad del  
campo y la relación  
señal-ruido.



## II. Desplazamiento químico

También conocida como imagen en fase y fuera de fase. Basada en secuencia ECO GRADIENTE.

*Las señales de cantidades similares de grasa y agua en un mismo vóxel se refuerzan en fase y se cancelan entre sí cuando están fuera de fase*

→ Permite obtener 4 SECUENCIAS en 1 solo TA evaluar cualitativa y cuantitativamente la cantidad de grasa microscópica en una lesión → ¿FUERA DE FASE? → Presencia DE GRASA MICROSCÓPICA

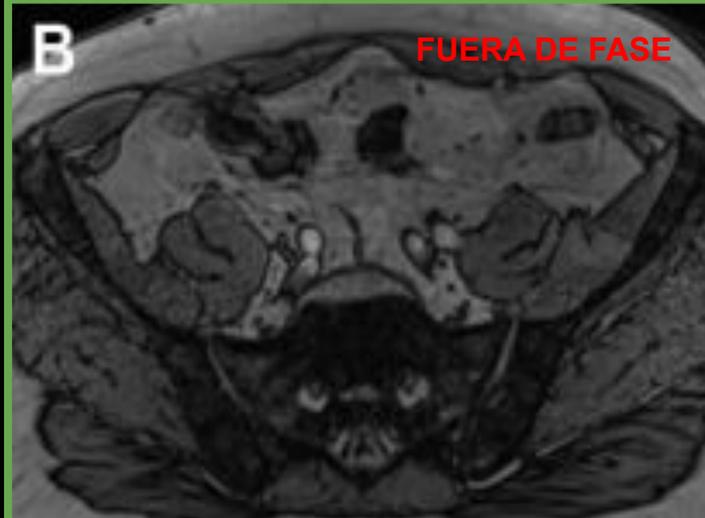
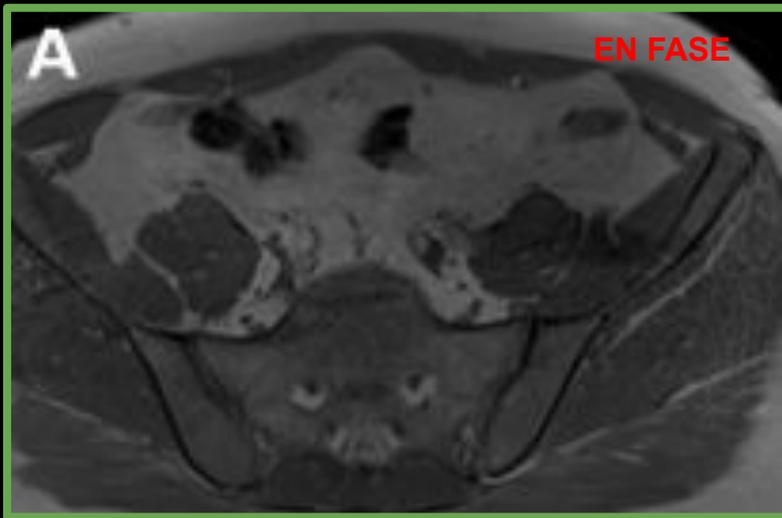
- El cociente de intensidad de señal (SIR, Signal Intensity Ratio) entre la imagen fuera de fase y la imagen en fase puede calcularse con un ROI → SIR mayor a 0.8 es sugestivo de un proceso maligno

**Principal aplicación:** Distinguir cambios que sustituyen la grasa normal de médula ósea.

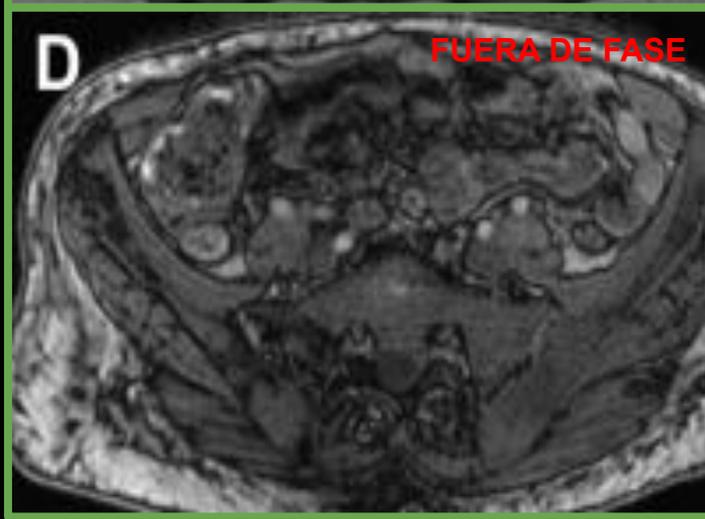
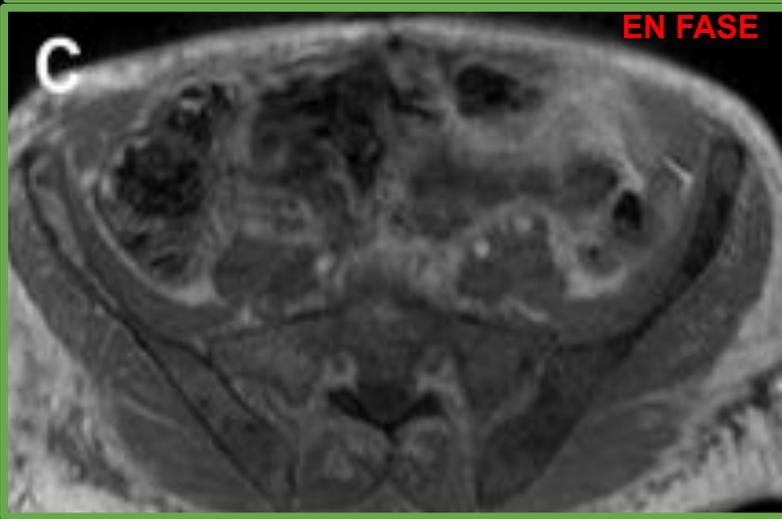
**CUIDADO**



**NO HABRÁ CAÍDA DE SEÑAL CON LA GRASA MACROSCÓPICA**



Caída de señal normal



No caída de señal normal por infiltración difusa de MO en ca de mama

## II. Difusión

Permite evaluar cualitativa y cuantitativamente el movimiento ALEATORIO de las moléculas de agua. Se basa en secuencias T2 ecogradiante.

Sensible a:

*Microdifusión en espacios intracelular y extracelular*

*ESPACIO intravascular (fracción de microcirculación-perfusión)*

¿Que es el valor b? ¿Cómo se calcula?

- Determina la sensibilidad en la medición de la RESTRICCIÓN difusión ( $s/mm^2$ )
- **b bajo:** influenciada por flujo sanguíneo microvascular. **b alto:** resaltamos los tejidos con restricción de difusión

Valor b ( $s/mm^2$ )	Significado	Ejemplo Clínico
b = 0	Imagen similar a RM T2	Punto de referencia
b = 50 - 100	Sensibilidad a flujo capilar	Evaluación de perfusión en tumores
b = 400 - 600	Evaluación estándar de difusión	Estudio de tumores y abscesos
b = 800 - 1000	Mayor contraste en difusión	Diagnóstico de isquemia o tumores agresivos
b > 1500 - 3000	Difusión ultra-alta	Diferenciación de tipos tumorales en próstata o cerebro

¿Por qué vamos a necesitar un mapa ADC aunque utilicemos un b muy alto?

Porque una alta concentración de una sustancia con tiempo de relajación T2 elevado va a provocar que se perciba como restricción de la difusión **DWI**: imagen en bruto de difusión **+ efecto T2** // **ADC**: difusión sin efecto T2.

## II. Difusión

Permite evaluar cualitativa y cuantitativamente el movimiento ALEATORIO de las moléculas de agua. Se basa en secuencias T2 ecogradiante.

**Sensible a:**

**Microdifusión en espacios intracelular y extracelular**

**ESPACIO intravascular (fracción de microcirculación-perfusión)**

### ¿Valores de ADC?

- No existe un valor de ADC universalmente aplicable

Valor de  $1.34 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  para diferenciar benigno de maligno: 94%, 88% y 91% (S,E,P).

Estudios recientes 35% de clasificación incorrecta. Mucho solapamiento benigno y maligno

## II. Difusión

1. **Diseño original para neurodiagnóstico (necesidad de cubrir gran volumen))**
2. Se seleccionó(single-shot EPI) para proporcionar un tiempo de lectura adecuado sin problemas de incoherencia de fase.
3. Susceptible a efectos como el desplazamiento químico y la inhomogeneidad
4. Esto es muy frecuente en lesiones MSK (hueso, adaptaciones a región de interés cerca de pulmones...)
5. **Se prefirió multi-shot EPI y otras variantes pueden ayudar a reducir estos artefactos de fuera de resonancia, pero la cuantificación de la difusión es más difícil con estas secuencias, y menos accesibles en la práctica clínica.**

Característica	Single-Shot EPI	Multi-Shot EPI
Velocidad	✓ Rápido	⌚ Más lento
Sensibilidad al movimiento	✓ Baja (ideal en pacientes críticos)	✗ Mayor
Artefactos de susceptibilidad	✗ Frecuentes (peor en MSK)	✓ Menos artefactos
Resolución espacial	✗ Baja	✓ Mejor
Aplicación ideal	Neuroimagen, infartos cerebrales	Hueso, pulmones, médula espinal

# II. Difusión

## Efectos en la difusión

**EFECTO T2 shine-through** También llamado efecto T2 (blanco en ADC y blanco en mapa b; te quedas sin saber si restringe o no la difusión)". ESTO lo podemos solucionar mirando el mapa ADC. El mapa B0- es un mapa tipo T2 que te permite saber de base "lo que se mueve y no se mueve". (Agua, edema, LCR...)

**EFECTO APAGADO:** Oscuro en DWI y en ADC debido a la hiper celularidad del tejido. Se da en lesiones por lo general agresivas, como el linfoma, donde cabría esperar valores altos en DWI, pero debido a la hiper celularidad se da este fenómeno paradójico. Se acompaña de señal T2 baja por lo general.

### SANGRE SUBAGUDA: SUSCEPTIBILIDAD

Se recomienda colocación de varios ROI.

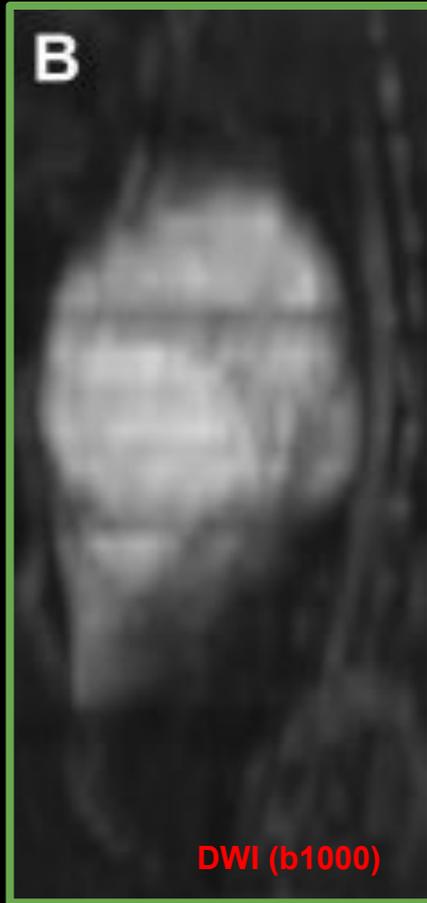
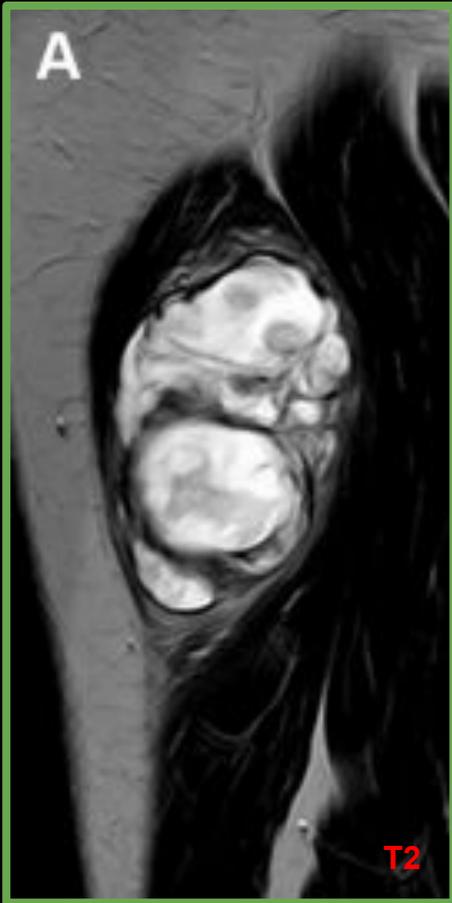
- Evitando necrosis, hemorragia...

Algunos investigadores prefieren utilizar el **valor mínimo de ADC** en lugar del valor medio de ADC, ya que refleja el área de mayor celularidad tumoral

Table 2  
Signal intensity patterns to evaluate and interpret diffusion sequence and ADC maps

<u>b = 0</u>	<u>b = 500–1000</u>	<u>ADC</u>	<u>Interpretation</u>
High	High	Low	High cellularity Malignant tumor
High	High	High	Cyst/hemangioma T2 shine-through
Low	Low	Low	Fibrosis
High	Low	High	Fluid (edema) Necrosis

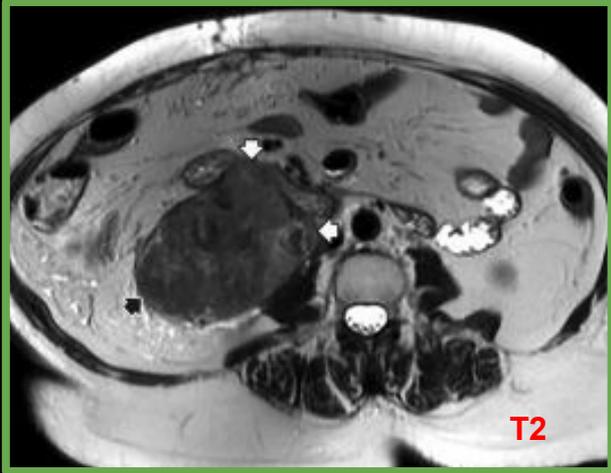
## EFFECTO BRILLO T2 (*T2 shine-through*)



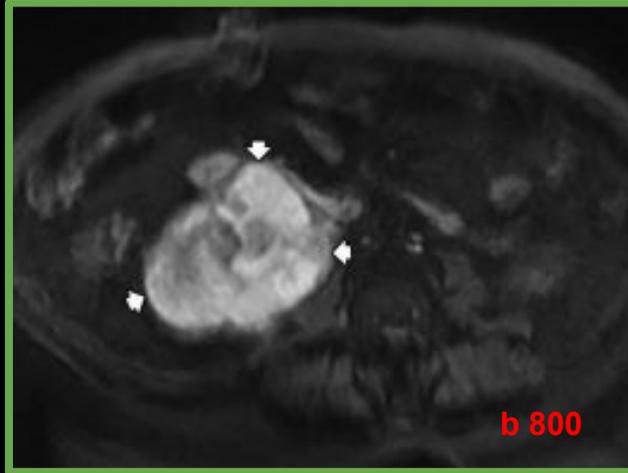
En este caso se debía al alto componente mixoide del tumor

valor elevado ( $2.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ),

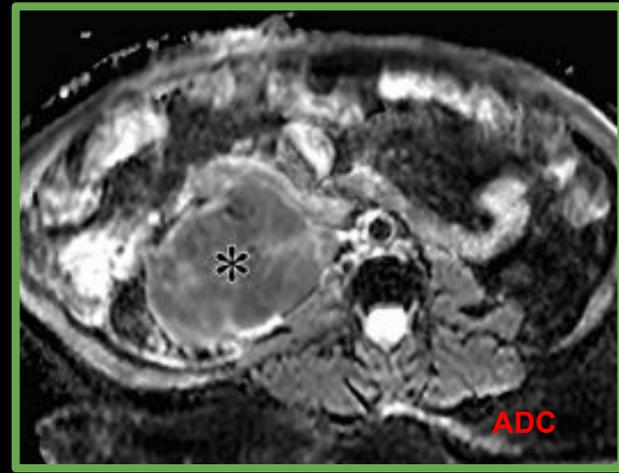
## Leiomioma retroperitoneal



Masa de baja intensidad de señal (flechas) adyacente al músculo psoas derecho.



Restricción de difusión cualitativa



Disminución de la intensidad de la señal (\*), medida directamente en  $1.15 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s, valor indicativo de malignidad.

## II. Difusión

### ¿Efecto de la perfusión en los valores de ADC?

La fracción de perfusión (microcirculación)(**movimiento incoherente de la sangre**) tiende a ser mayor en los tumores malignos que en los benignos → aumento del valor de ADC



Modelo de movimiento incoherente intravoxel (IVIM, intravoxel incoherent motion):

*Separar la **perfusión microcapilar** del tejido de la verdadera **difusividad tisular** mediante parámetros cuantitativos.*

Para valores  $b$  bajos (0 a 100 s/mm<sup>2</sup>), la señal de difusión se atenúa rápidamente debido al flujo sanguíneo en la microvasculatura → evitar valores  $b$  menores de 100 s/mm<sup>2</sup>

Característica	ADC convencional	IVIM (D y D★)
Número de valores $b$	2 ( $b$ bajo y $b$ alto)	Múltiples $b$ (0-2000 s/mm <sup>2</sup> )
Perfusión capilar	No la separa, la sobreestima	Separa difusión y perfusión
Precisión en tejidos altamente perfundidos	Baja	Alta
Aplicaciones	Detección rápida de restricción de difusión (ej. infarto, tumor)	Evaluación más precisa de difusión y perfusión en órganos vascularizados

# II. Difusión

## ¿Efecto de la perfusión en los valores de ADC? IVIM (Intravoxel Incoherent Motion)

IVIM utiliza **múltiples valores b** (usualmente **b=0, 50, 100, 200, 400, 600, 800, 1000 s/mm<sup>2</sup>**) y ajusta los datos a un **modelo biexponencial**, en lugar de asumir una relación lineal como en el ADC convencional. **Ha demostrado utilidad en tumores de páncreas, hígado, próstata y mama, su aplicación en tumores musculoesqueléticos aún es poco explorada...**

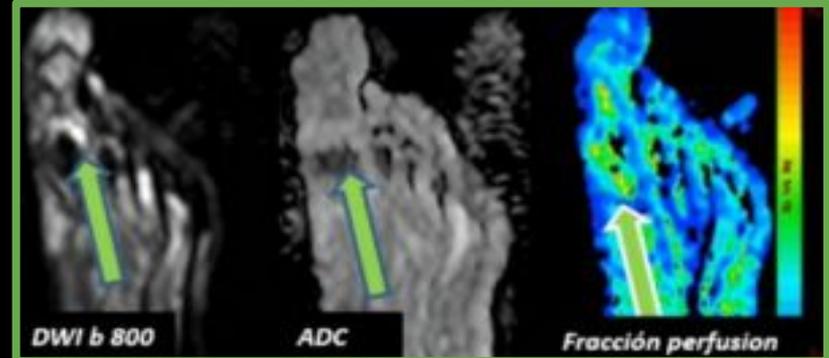
Útil en tumores hipervascularizados. Análisis de parámetros IVIM: Se calcularon cuatro parámetros:

- **D (coeficiente de difusión pura):** Movilidad del agua dentro del tejido, independiente de la perfusión.
- **\*D (coeficiente de pseudodifusión)\*\*:** Componente de perfusión capilar.
- **f (fracción de perfusión):** Proporción de protones afectados por la perfusión.
- **ADC (coeficiente de difusión aparente):** Combinación de difusión tisular y microcirculación.

Herramienta prometedora para diferenciar tumores musculoesqueléticos benignos y malignos.

1. Los valores de D y ADC mostraron la mayor precisión diagnóstica
2. D y f no fueron útiles en este contexto\*\*\* → Estudios adicionales con mayor población, IVIM puede mejorar la precisión diagnóstica.

Parámetro	ADC Convencional	IVIM
Modelo	Monoexponencial	Biexponencial
Valores b usados	Generalmente 2 (b=0, b=1000)	Múltiples valores b (0-2000)
Efecto de perfusión	Incluye perfusión capilar	Separa perfusión de difusión pura
Aplicaciones	Diagnóstico general	Estudio detallado de vascularización y celularidad
Utilidad en tumores	Puede sobreestimar difusión en tumores hipervascularizados	Diferencia entre alta perfusión y alta difusión real



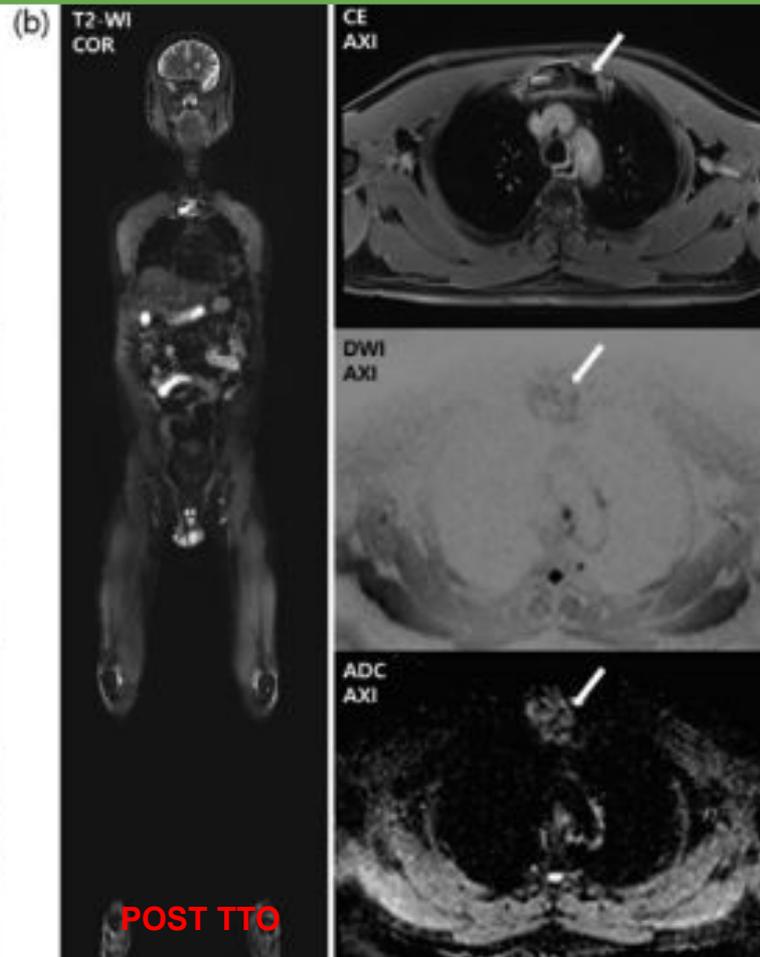
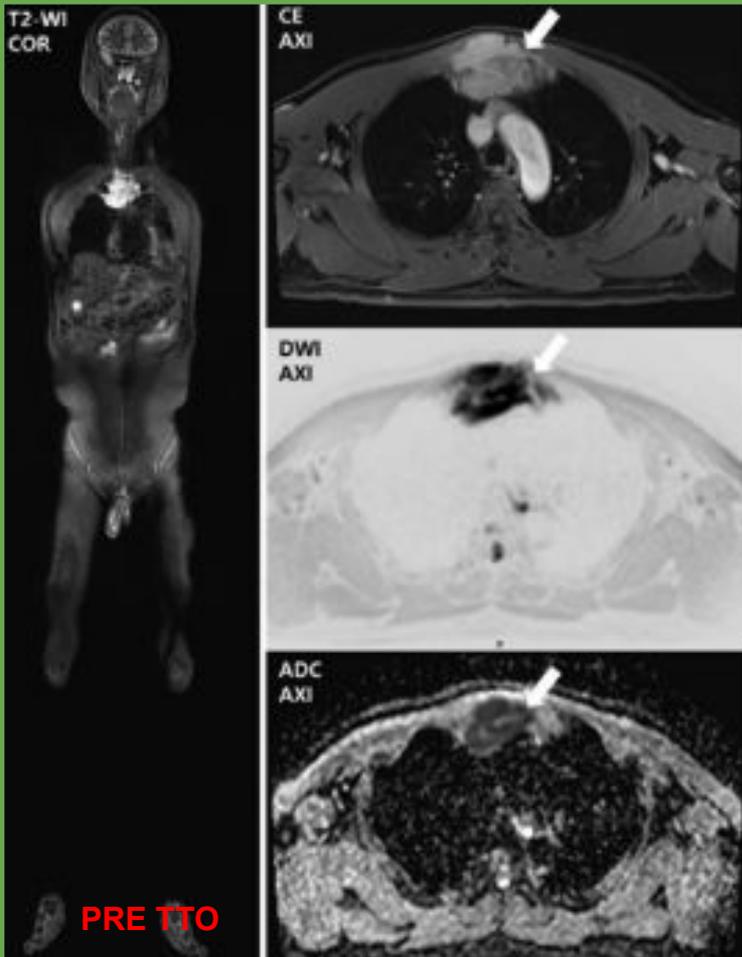
## Valoración de la respuesta al tto con la difusión

Tras la quimioterapia, se ha demostrado que los **cambios en la difusión tumoral** ocurren antes que los cambios morfológicos.

Cuando los tumores responden favorablemente, se espera un aumento en los valores de ADC, incluso en ausencia de cambios en las características de la señal en T2 o en la captación de contraste.

**Por ejemplo:** La DWI ha mejorado la especificidad de la RM para la detección de recurrencias de sarcoma precozmente, antes que otro tipo de secuencias, incluso más aún que la perfusión en algunos casos

## Mieloma múltiple tratado con QT



(a) Masa en el esternón y la pared torácica, mostraba realce, alta intensidad de señal en DWI (medio) y valores bajos de ADC.

(b) Disminución del realce por contraste (superior), una reducción en la intensidad de señal en DWI (medio) y un aumento en el valor de ADC.

# II. Difusión

## DIFUSIÓN CUERPO ENTERO

La resonancia magnética de cuerpo entero (WB-MRI) está cobrando cada vez más importancia en la evaluación de enfermedades musculoesqueléticas sistémicas.

En concreto, la **DWI de cuerpo entero** tiene un gran futuro para los **tumores óseos y enfermedades reumatológicas**.

## PROTOCOLO:

El **plano coronal** es el más eficiente para cubrir todo el cuerpo en el menor tiempo posible. Plano sagital es preferido para la columna vertebral.

Secuencias anatómicas y funcionales:

- **T1 y T2 ponderadas:** Útiles para evaluar la anatomía y las propiedades fisicoquímicas de los tejidos.
- **STIR** (Short Tau Inversion Recovery): Detecta edema de médula ósea, infiltración tumoral e inflamación.
- **Dixon:** Evaluación de la composición grasa en médula ósea.
- **WB-DWI:** Se ha convertido en una técnica clave en la evaluación oncológica y reumatológica.

## II. Difusión

### Mieloma múltiple

- **WB-MRI es superior a la radiografía convencional** en la detección de lesiones líticas.
- **WB-DWI mejora la detección** de infiltración difusa y enfermedad extraósea.
- **Respuesta al tto: Uso del ADC** para evaluar la respuesta al tratamiento. Las secuencias convencionales no reflejan con precisión

### Metástasis óseas

- **WB-MRI es la mejor técnica para detectar metástasis** de cáncer de mama, próstata y pulmón.
- **Comparado con FDG-PET y gammagrafía ósea, WB-MRI tiene mayor sensibilidad (97%).**

### Fracturas malignas

- **DWI ayuda en la diferenciación:**
  - **Fracturas osteoporóticas:** señal baja en DWI y **ADC alto** (más agua extracelular).
  - **Fracturas malignas:** señal alta en DWI y **ADC bajo** (alta celularidad).

### Limitaciones y desafíos de WB-MRI y WB-DWI

- **Artefactos por movimiento** (respiración, latidos cardíacos) y de la propia secuencia
- **Lesiones inflamatorias pueden imitar tumores** en DWI.
- **Dificultad en la interpretación de lesiones esclerosantes** por su bajo contenido de agua.
- **No todas las máquinas de RM tienen bobinas de cuerpo entero.**

## II. Difusión

### Tensor de difusión:

*Evalúa el movimiento tridimensional (3D) de los protones en los tejidos, proporcionando datos cuantitativos sobre la cantidad y direccionalidad del movimiento aleatorio de las moléculas de agua*

**Difusión anisotrópica:** En los nervios periféricos, debido a la presencia de fascículos de fibras nerviosas, el agua tiende a moverse en la dirección de los axones.

### Aplicaciones Clínicas:

- Evaluación de **tumores de nervios periféricos y tumores de tejidos blandos** que surgen alrededor de estructuras nerviosas. Planificación preoperatoria y mantenimiento de la función neuromuscular

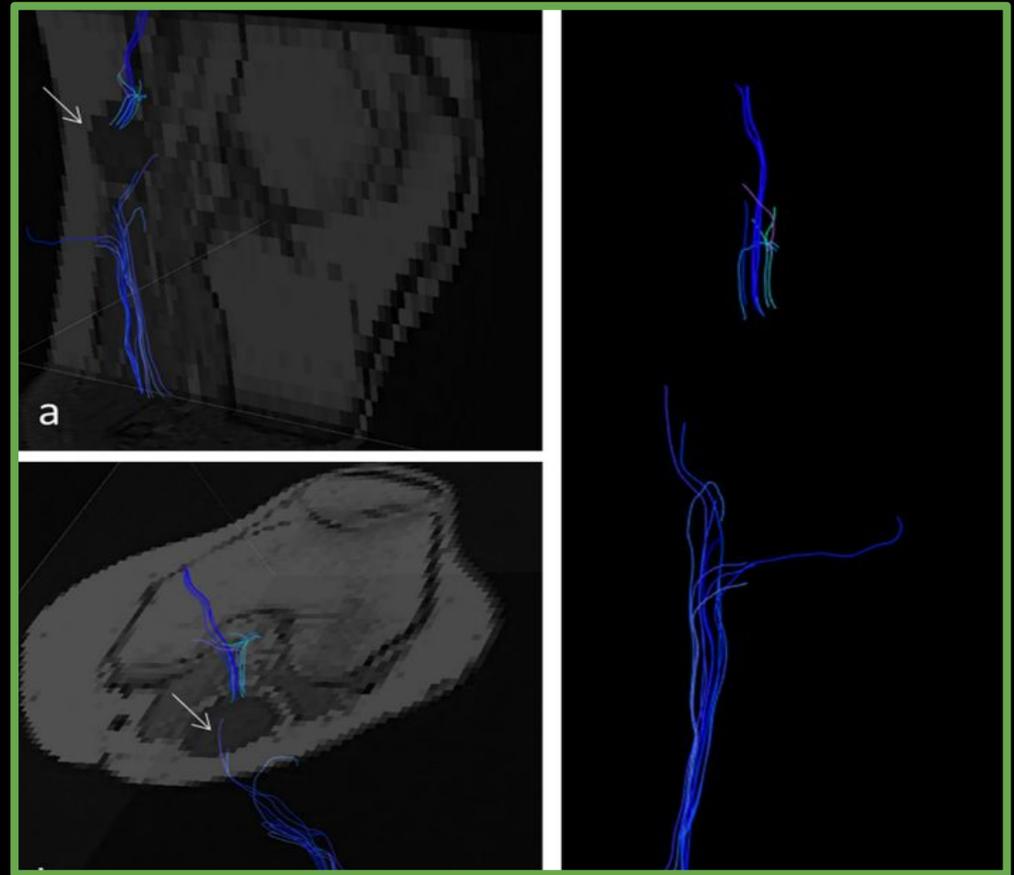
**Limitaciones:** Interpretación, por ahora, subjetiva. Además, la correlación de imágenes seccionales con hallazgos quirúrgicos en regiones anatómicamente complejas puede ser **desafiante**.

**Cuando el trayecto y el compromiso de los principales nervios periféricos son difíciles de evaluar con secuencias morfológicas convencionales de RM**

## Ejemplo de usos prácticos:

El tumor se origina en la vaina de un solo fascículo, dejando el tronco principal del nervio periférico adherido a la masa. La **tractografía** es útil para diferenciarlos de los neurofibromas, ya que permiten visualizar el crecimiento tumoral excéntrico y separado con respecto al nervio afectado.

Además, junto con las secuencias morfológicas en T2, la discontinuidad y el adelgazamiento abrupto del nervio pueden ser signos de invasión tumoral.



Schwannoma del nervio tibial posterior, 32a: La tractografía sagital (a, c) y las imágenes axiales oblicuas (b) muestran fibras interrumpidas en el sitio del tumor.

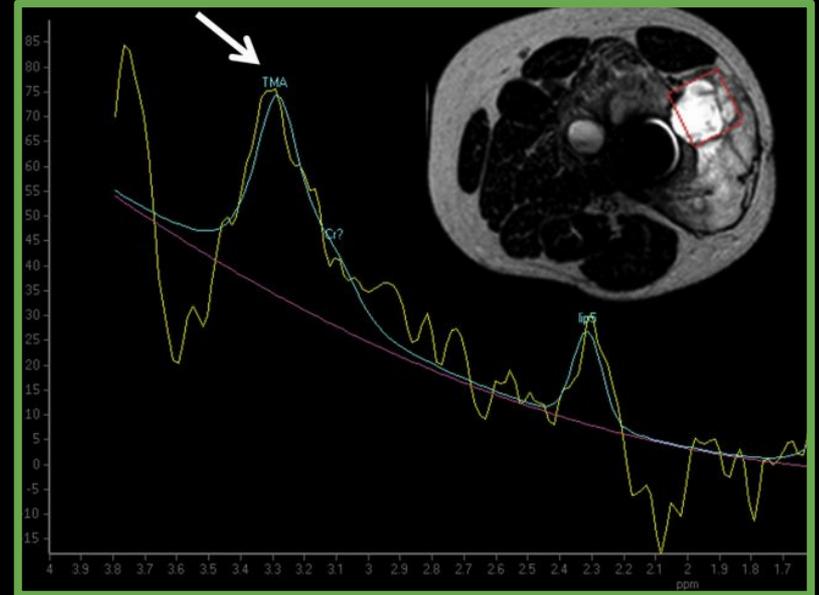
# III. Espectroscopia

**Se basa en el concepto de que metabolitos diferentes tienen diferentes cantidades de protones y electrones. Al aplicar un campo magnético sobre los metabolitos, éstos absorben o emiten energía que va a ser proporcional al número de protones y electrones que contengan.**

**Aplicación y marcadores:** Resultados prometedores en la diferenciación entre tumores benignos y malignos. **La colina:** Marcador del recambio de la membrana celular

**Limitaciones:** S 50-60% E 70%

- Técnicamente difícil y consumidora de tiempo. Se emplea la técnica monovoxel.
- Análisis cualitativo, aunque investigación en cuantitativa relativa a otros compuestos
- Colina: Elevación tanto en tumores malignos como en tumores benignos agresivos (tumor de células gigantes y tumores de origen neurogénicos)
- Propios de la patología MSK: Mucha presencia de grasa, calcio y hemorragia.
- Inhomogeneidades del campo es más acentuado en extremidades
- Necesidad de: Supresiones de agua y grasa en calidad aceptable



**Recurrencia de osteosarcoma con pico de trimethylimine (compuesto de degradación de colina)**

# IV. Perfusión

*Perfusión dinámica de contraste (DCE-MRI) vs Perfusión dinámica susceptible al contraste (DSC-MRI)*

*¿Por qué DSC-MRI no es común en patología musculoesquelética?*

- Heterogeneidad magnética y variaciones de susceptibilidad como la médula ósea o los músculos.
- **Menos sensibilidad a la perfusión en tejidos musculoesqueléticos:** A diferencia del cerebro, donde la perfusión más variable que en otros sistemas. En cerebro es constante y controlada por autorregulación
- **Limitada utilidad en tejidos con mayor intersticio extracelular:** La DSC-MRI es más efectiva en tejidos con una barrera hematoencefálica funcional o con vasos de pequeño calibre, mientras que en tumores musculoesqueléticos hay mayor permeabilidad vascular, lo que hace que la DCE-MRI sea más adecuada.

# IV. Perfusión

*En MSK la perfusión y realce dinámico se realiza basada en secuencia ecogradiante T1.*

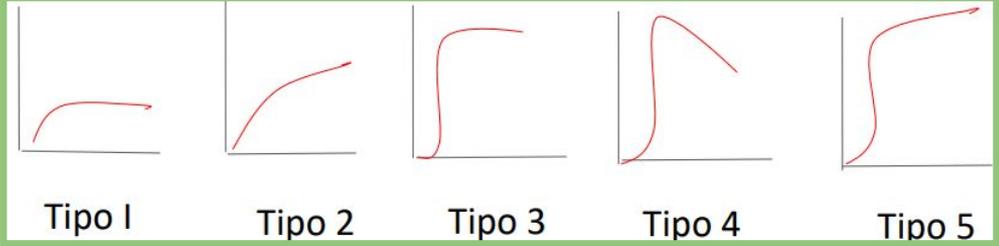
## Métodos de análisis:

- **Cualitativo** → Evaluación de las curvas de tiempo-intensidad de señal (TIC, time-signal intensity curve).
- **Semicuantitativo** → Medición de parámetros derivados de cambios en la intensidad de señal.
- **Cuantitativo** → Uso de modelos farmacocinéticos para determinar parámetros de perfusión tumoral.

### Análisis Cualitativo

#### Uso de curvas:

- **Tipo 1(benig):** Sin realce (Ejemplo: lipoma).
- **Tipo 2(benig):** Realce débil y gradual ( tumores benignos o schwannomas).
- **Tipo 3(inesp):** Realce rápido inicial seguido de meseta ( tumores vasculares benignos, tumores desmoides, abscesos y algunos tumores malignos, pero con especificidad limitada). **Sarcoma de Ewing y pleomórfico**
- **Tipo 4(malig):** Realce rápido inicial seguido de lavado rápido (tumores altamente vasculares como sarcoma sinovial o leiomioma y tumores benignos como el tumor de células gigantes) **Osteoma osteoide**
- **Tipo 5(inesp):** Realce rápido inicial seguido de un realce lento y progresivo (tumores mixoides con grandes compartimentos intersticiales).



# IV. Perfusión

*En MSK la perfusión y realce dinámico se realiza basada en secuencia ecogradiante T1.*

## Análisis Semicuantitativo

Medición de parámetros derivados de la curva de realce-tiempo, de forma **RELATIVA** Y sin modelos matemáticos avanzados.

Es una forma de **COMPARACIÓN DE LESIONES** CON OTRAS ZONAS

Los valores semicuantitativos permiten medir y cuantificar distintos parámetros, obtenibles en estaciones de trabajo:

- **Relación de intensidad de señal RELATIVA**(ratio de la señal postcontraste respecto a la precontraste).
- **Pendiente** de la curva intensidad-tiempo, que indica la velocidad del realce.
- **Área bajo la curva intensidad-tiempo** (AUC, area under the curve), que proporciona una medida global del realce del tumor.

## Ventajas:

- Relativamente fácil de obtener con software comercial.
- Parámetros como la pendiente de realce y la densidad capilar (área bajo la curva) son útiles para caracterizar tumores

## Limitaciones:

- Se recomienda utilizar un vaso **arterial local** como referencia (comparando el tiempo entre los picos arterial y tumoral) **VALORANDO EL RETRASO EN LA LLEGADA DE CONTRASTE.**
- Parámetros de intensidad no pueden compararse directamente entre pacientes, por lo que se recomienda usar ratios lesión/músculo normal.

# IV. Perfusión

*En MSK la perfusión y realce dinámico se realiza basada en secuencia ecogradiante T1.*

## Análisis cuantitativo

Medición exacta y **ABSOLUTA** del agente de contraste

Estudia la **Microvascularización tisular**: reflejada en el realce temprano (fase de "wash-in") y la **Permeabilidad capilar y espacio intersticial**: reflejado en fases tardías del realce (meseta y washout). Se basa en la dinámica de un agente de contraste dentro del lecho capilar tumoral y su difusión a espacios extracelulares.

**Ktrans** → Tasa de tránsito del contraste del compartimento vascular al intersticio a través del endotelio.

**Kep** → Retorno del contraste al compartimento vascular.

**Ve** → Fracción del espacio extracelular del tumor.

## Ventajas:

- Permite la comparación de datos entre pacientes.
- Facilita el seguimiento y la determinación de criterios diagnósticos.

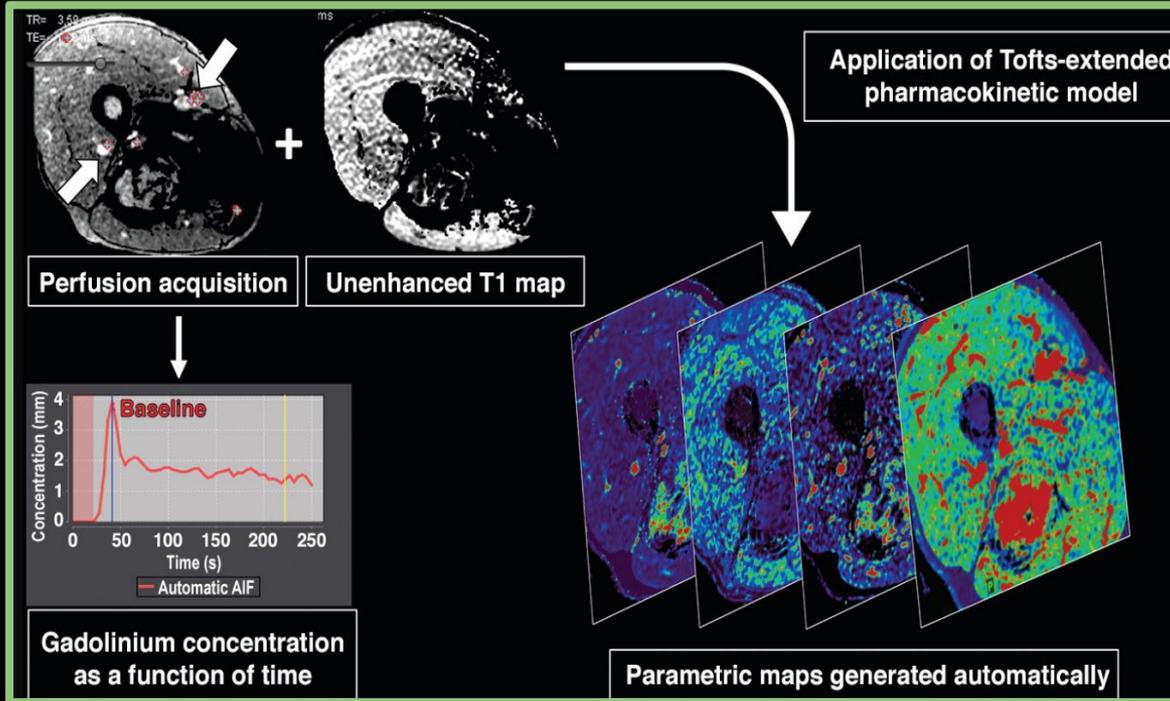
## Limitaciones:

- Técnicamente más exigente, requiere herramientas de postprocesado especializadas.
- En la zona periférica del tumor (con alta permeabilidad vascular), Ktrans depende principalmente del flujo sanguíneo
- Distintas RM no son comparables.
- Ausencia de software universal
- Menor impacto que en otro tipo de tumores (SNC)

**Requiere la medición de una función arterial de entrada (AIF, Arterial Input Function) PARA VALORAR ENTRADA ABSOLUTA DE CONTRASTE.**

# IV. Perfusión

## FLUJO DE TRABAJO POSTPROCESADO SEMI/CUANTITATIVO

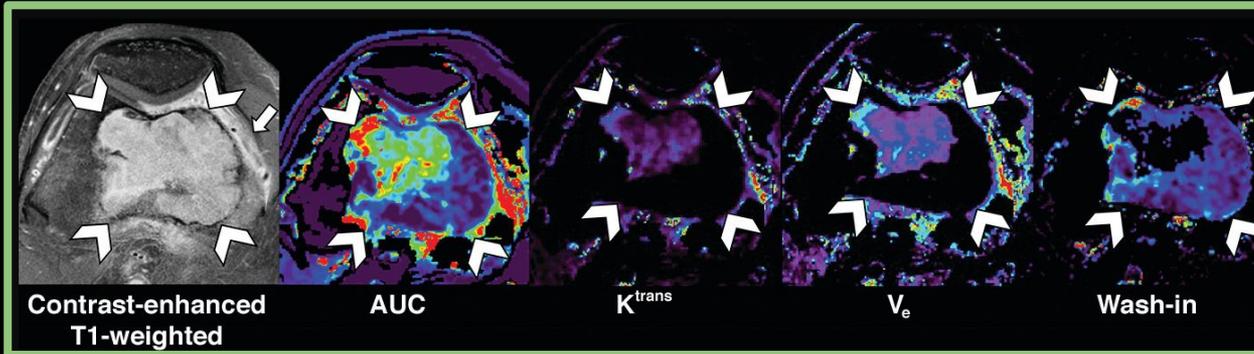
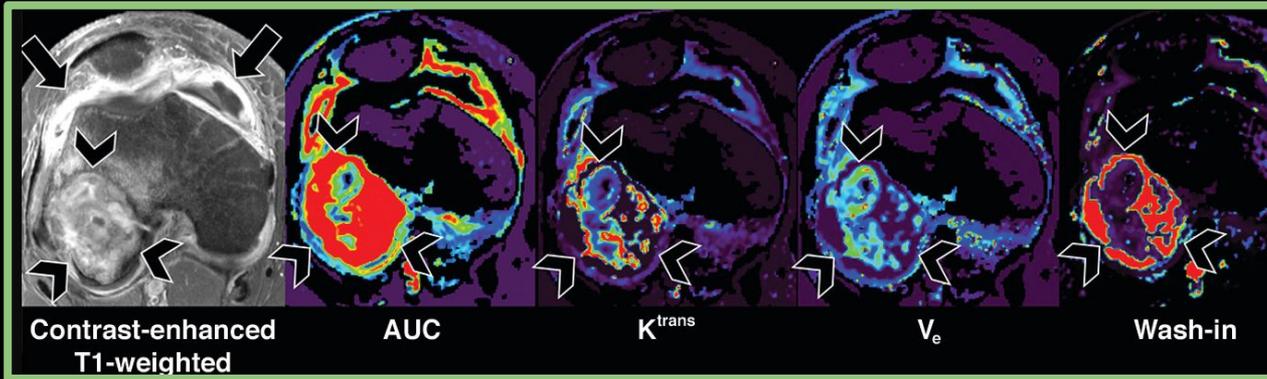


Hombre de 63 años con schwannoma en el muslo derecho.

1. El cálculo automático de la función de entrada arterial (AIF) se realiza con varios rastreadores arteriales ( flechas gruesas ).
2. Estimación generada correspondiente de la concentración de gadolinio en función del tiempo.
3. Los mapas paramétricos se generan automáticamente con un mapa T1 sin realce, AIF específico del paciente y la aplicación del modelo farmacocinético bicompartmental (Tofts-extendido).

# IV. Perfusión

## Dos pacientes con tumor de células gigantes



1. Masa ( puntas de flecha ) que surge del cóndilo medial de la rodilla izquierda con sinovitis reactiva. Los mapas paramétricos muestran los valores más altos de AUC, wash-in y  $K^{trans}$  en la mayor parte del tumor, excepto en el centro; el valor más alto de  $V_e$  está en la parte central de la lesión.
2. T1 con contraste muestra una masa ( puntas de flecha ) que invade el cóndilo medial de la rodilla derecha, realce y sinovitis reactiva moderada ( flecha ). Los valores de perfusión son globalmente inferiores a los del paciente en A. Los valores más altos de  $V_e$ , AUC y  $K^{trans}$  están en la parte central de la lesión, pero el valor de lavado más alto está en la periferia de la lesión.

## IV. Perfusión

*En MSK la perfusión y realce dinámico se realiza basada en secuencia ecogradiente T1.*

*¿Vale la pena el esfuerzo de la RM cuantitativa?*

- **En general:** El uso de la RM de perfusión cuantitativa no mejoró la caracterización inicial de los tumores musculoesqueléticos.
- Resultados superponibles al análisis semicuantitativo
- En la práctica, deberían preferirse protocolos de adquisición más sencillos orientados al análisis estrictamente visual o a la obtención de parámetros de perfusión semicuantitativos.



# IV. Perfusión

## Aplicaciones Clínicas Actuales de la perfusión dinámica

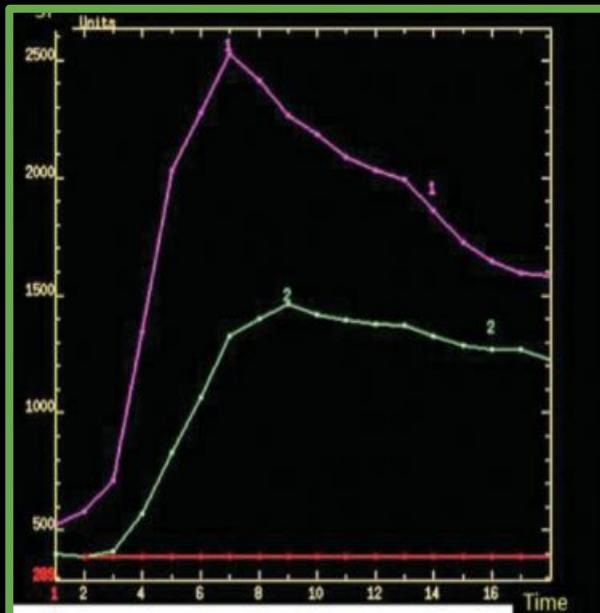
La mayoría de los estudios dedicados a la aplicación clínica de la perfusión se han realizado con parámetros semicuantitativos:, los cuales, de manera independiente, tienen un desempeño deficiente para la caracterización de lesiones.

- Algunos tumores tienen un comportamiento de perfusión “característico”: Osteomas osteoides, osteoblastomas, tumores de células gigantes y tumores glómicos, los cuales presentan casi invariablemente un realce intenso y temprano → Si se sospechan estas lesiones y dicho patrón de perfusión está ausente, se justifica la búsqueda de un diagnóstico alternativo.

- 
- **Seguimiento postratamiento:** Diferenciar entre la reacción fibrosa inflamatoria postoperatoria y los sarcomas de tejidos blandos recurrentes o residuales con una E superior al 90%. ¡¡Sobre todo si previamente tenían un realce temprano!! → diferencia con cambios inflamatorios y cicatrices (realce progresivo y retardado).
  - **Casos concretos (seguimiento de tumores):** El análisis de la permeabilidad puede facilitar la evaluación de la microcirculación tumoral y la neoangiogénesis→ fundamental en respuesta al tratamiento: **K trans** era un factor satisfactorio para evaluar la respuesta al tratamiento ) y diferenciar a los pacientes con una buena respuesta de los que no responden.

**EVALUACIÓN DE TAMAÑO ES INSUFICIENTE** (salvo para sarcoma de Ewing y osteosarcomas)

## 67 años con dolor inespecífico en la cadera derecha después de la actividad física.

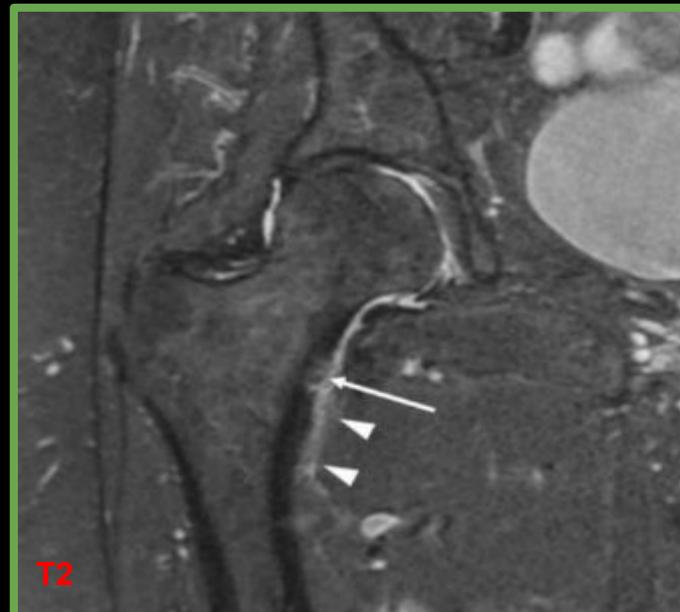


Patrón de realce en el centro de la irregularidad cortical (curva verde) y en la arteria circunfleja medial (curva morada).

Realce pronunciado y temprano.



Nido de osteoma osteoide subperióstico (cabeza de flecha).



(a) Discreta irregularidad cortical (flecha) asociada con una leve hiperintensidad de señal periosteal (cabezas de flecha).

Una lesión cortical con este tipo de realce es altamente sugestiva de un osteoma osteoide, a pesar de las características atípicas (edad, dolor mecánico).

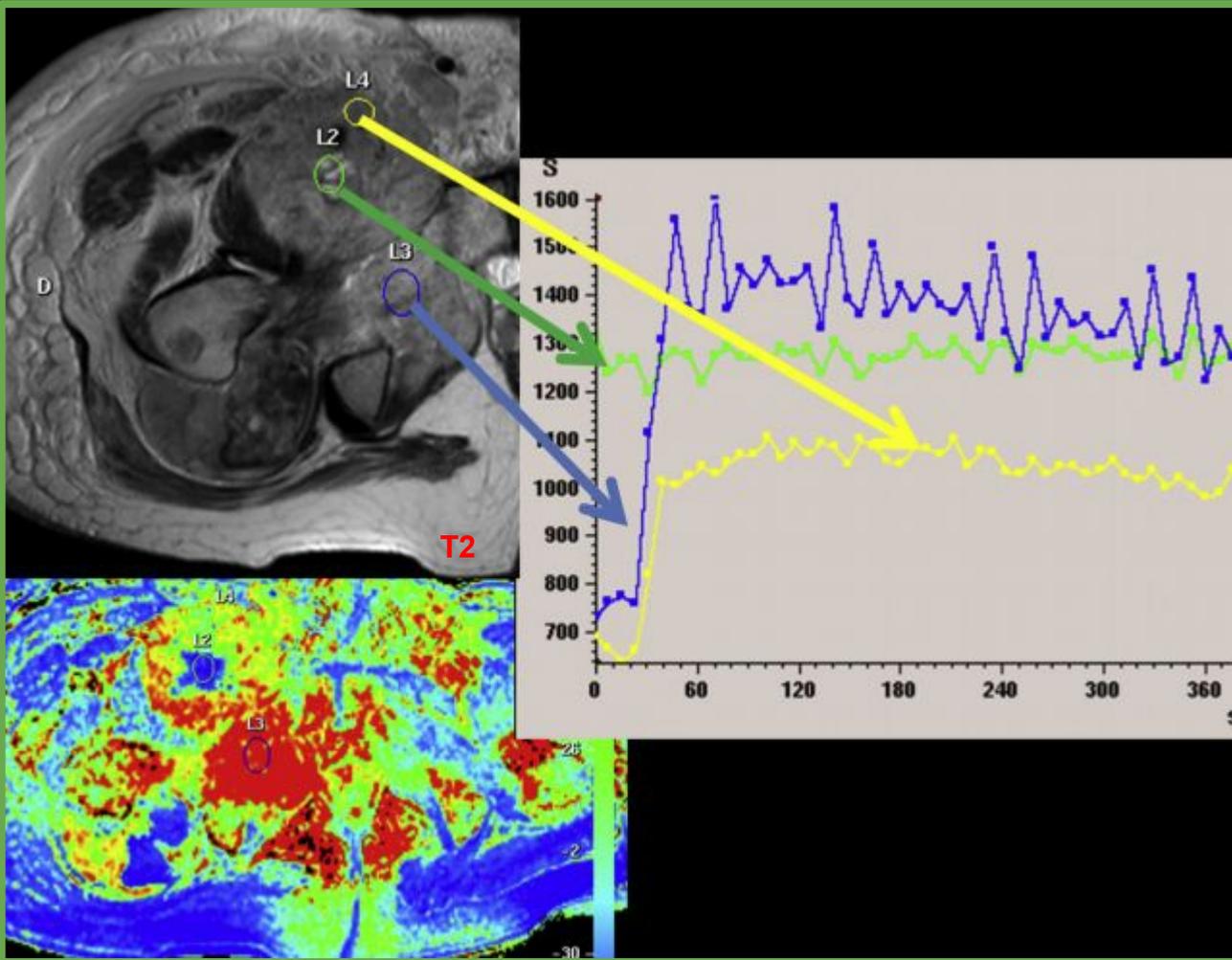
## Tumor Neuroendocrino Maligno de Tejidos Blandos

- Lesión grande, **heterogénea** y sólida en los tejidos blandos de la pelvis derecha.

✓ Área con el realce más rápido y temprano (curva azul TIC) → Zona más activa del tumor, representativa para la biopsia.

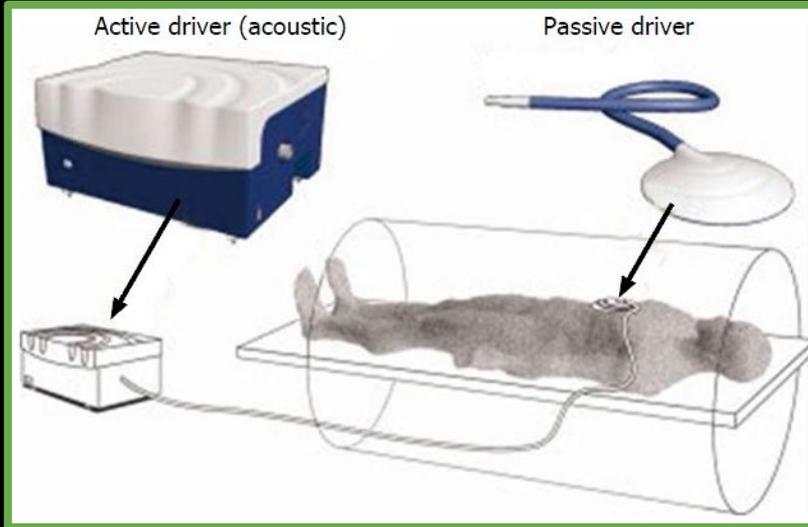
✓ Área necrótica (curva verde TIC) → Sin captación de contraste, por lo que debe evitarse para la biopsia.

✓ Área anterior del tumor (curva amarilla TIC) → Muestra una captación inicial moderada de contraste con un realce retardado en meseta, indicando una porción sólida menos agresiva de la lesión.



# V. ELASTOGRAFÍA

Cuando los tejidos se vuelven patológicos, se producen cambios biomecánicos que alteran la rigidez de estos tejidos, un fenómeno que se percibe en la palpación como un aumento de la rigidez



1. Generar una tensión en un tejido objetivo (ondas con dispositivo vibratorio)
2. Examinar respuesta (RM de fase de contraste; evalúa propagación de ondas)
3. Caracterizar la dinámica de tensión-deformación del tejido (algoritmo para generar elastograma)

## Aplicaciones MSK:

1. Análisis biomecánico del músculo esquelético enfermo y sano
2. Caracterizar enfermedades neuromusculares y evaluar la eficacia del tratamiento.
3. Evaluación de la función muscular, la MRE muestra una buena correlación con la electromiografía



*La MRE dinámica, descrita originalmente en la Clínica Mayo en 1995*

# VI. ZERO ECHO

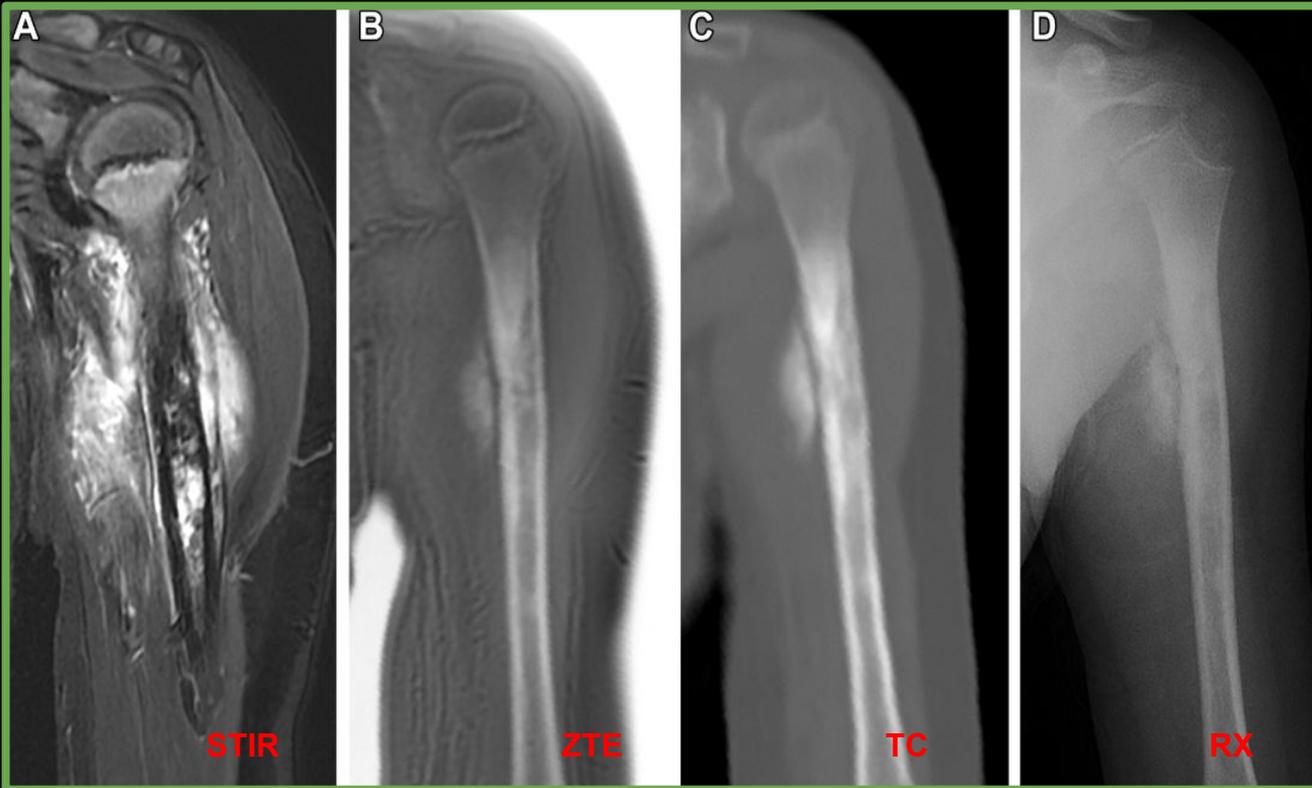
Produce imágenes similares a las obtenidas con radiografía o TC. **Mediante el uso de secuencias T2 eco gradiente con TE ultra corto. Comienzan la adquisición de datos lo antes posible después del pulso de radiofrecuencia. Aplica pulsos de refocalización para corregir las diferencias de frecuencia en el hueso y recuperar la señal perdida.**

## USO EN TUMORES MSK:

- Sustitución de TC para osteoma osteoide
- Imágenes volumétricas en osteocondromas → planif qx.
- Muestra áreas escleróticas y líticas.
- Demostración de ruptura cortical en lesiones cartilaginosas atípicas → condrosarcoma?

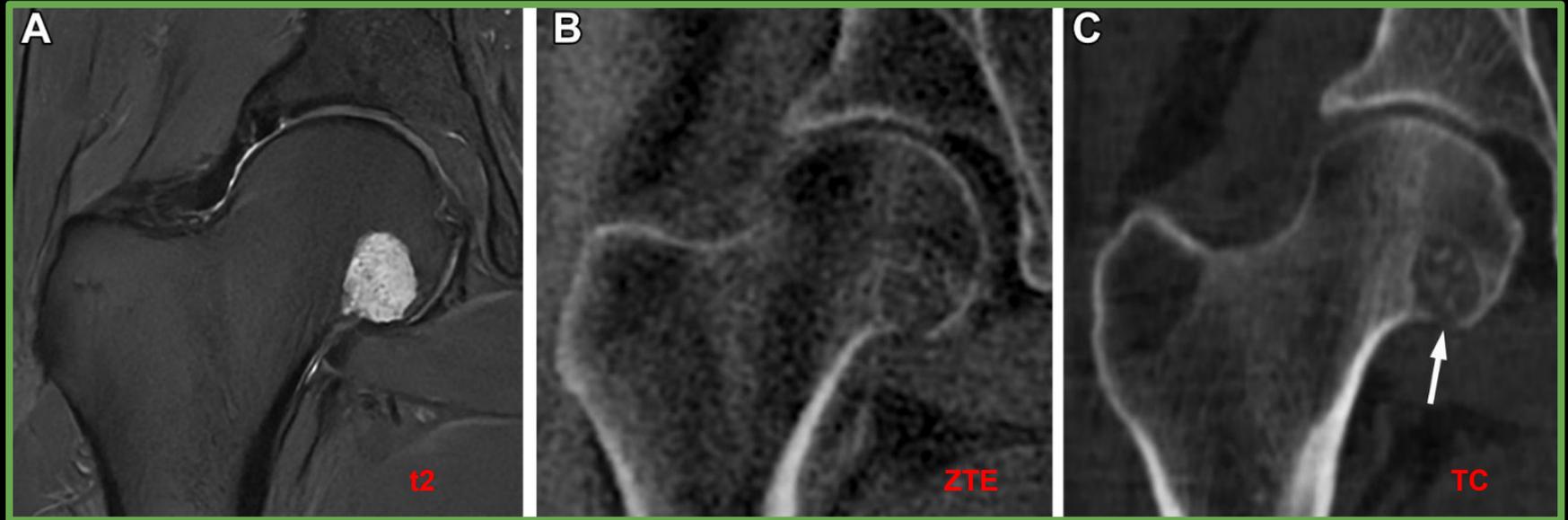
## LIMITACIONES:

1. Resolución inferior a TC y RX con reconstrucciones volumétricas que requieren mucho procesamiento de cálculo
2. Gas puede imitar calcio, material quirúrgico y depósitos de hemosiderina → comparación con otras secuencias
3. Supresión incorrecta áreas ricas en colágeno (tendones, ligamentos...)
4. Contenido mucinoso de quistes.



**Osteosarcoma de  
húmero izquierdo**

**(A, B) La imagen  
coronal STIR MR (A) no  
muestra la nueva  
formación ósea tan  
bien como ZTE**



### Condrosarcoma de bajo grado

- (A) tumor de matriz cartilaginosa en el aspecto medial del cuello femoral derecho.
- (B) muestran la ruptura cortical (flecha en C ) del tumor. Indicador de condrosarcoma de bajo grado

# VII. CASOS PARTICULARES

## Evaluación de la Médula Ósea con DWI:

En general:

- ✓ **Valores normales:**  $0.2$  y  $0.5 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ .
- ✓ **Lesiones infiltrantes:**  $\rightarrow 0.7 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$
- ✓ **Fracturas osteoporóticas:**  $\rightarrow 1.0$  y  $2.0 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$

● **Falsa Positividad en Fracturas Subagudas y tipo de médula predominante:**

¡¡Valor ADC de una fractura benigna disminuye hasta alcanzar valores casi nulos en un colapso crónico. En fase subaguda, el ADC en el rango de malignidad  $\rightarrow$  Falso positivo

## Diferenciación entre Encondroma y Condrosarcoma de Bajo Grado:

DCE-MR en Tumores Cartilaginosos

- ✓ **Condrosarcomas grado I / Tumores cartilaginosos atípicos**  $\rightarrow$  Realzan antes de los 10 segundos en la fase arterial.
- ✓ **Encondromas**  $\rightarrow$  Realce tardío o ausente.

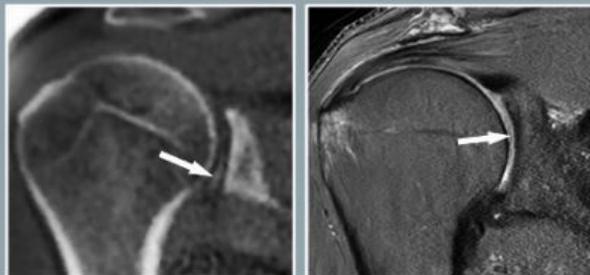
⚠ **DWI NO ES ÚTIL** para diferenciar encondroma de condrosarcoma de bajo grado, ya que ambos tienen valores de ADC altos y difusión facilitada debido a su alta matriz condroide

## Evaluar Respuesta Tumoral con DCE

- ✓ **Buena respuesta**  $\rightarrow$  Disminución de al menos 60% en la pendiente de la curva TIC  $\rightarrow$  Indica  $>$  de necrosis tumoral.
- ✓ Si cambio de curva a realce lento y tardío  $\rightarrow$  fibrosis
- ✓ **Mayor ADC postratamiento**  $\rightarrow$  Mayor necrosis tumoral (sobre todo en osteosarcomas)

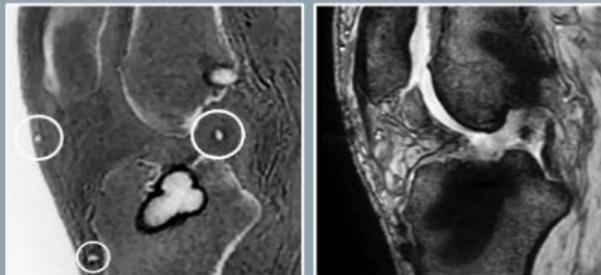
## Pitfalls of Zero Echo-Time Imaging

### Gas in joints and tissues



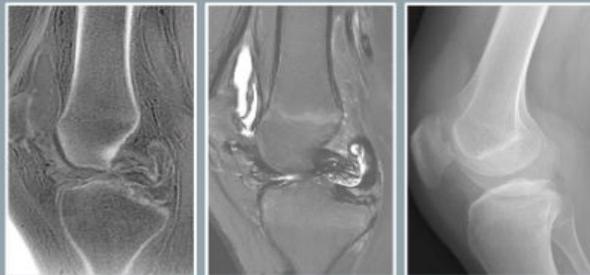
Coronal ZTE (left) and PD-weighted (right) MR images on a patient with shoulder pain

### Micrometallic debris artifacts



Sagittal ZTE (left) and T2\*-weighted (right) MR images on a patient with anterior cruciate ligament reconstruction

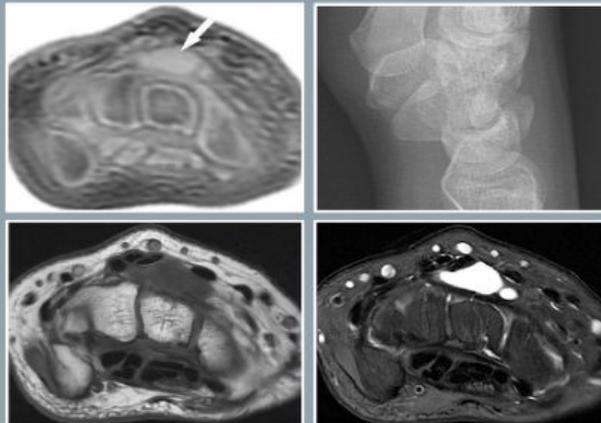
### Hemosiderin deposition



Sagittal ZTE (left) and fat-saturated T2-weighted (center) MR images, and lateral knee radiograph (right) on a patient with hemophilia B

Similar appearances are also seen on ZTE in the diffuse form of tenosynovial giant cell tumor (also known as diffuse-type pigmented villonodular synovitis) due to hemosiderin deposition, albeit with mild increased density also on radiographs

### Some ganglion cysts



Counter-clockwise from top left: Axial ZTE, T1-weighted and fat-saturated T2-weighted MR images, and lateral wrist radiograph on a patient with dorsal wrist swelling

Correlation with images from other pulse sequences or modalities usually mitigates the pitfalls of ZTE MRI

# Bibliografía

- Mark J. Kransdorf, MD et al. *Imaging of Soft-Tissue Musculoskeletal Masses: Fundamental Concepts*. RadioGraphics. 2016
- Joan C. Vilanova et al, et al. *Assessment of Musculoskeletal Malignancies with Functional MR Imaging . Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America* 2015
- Koeun Lee, et al. *Advances in whole body MRI for musculoskeletal imaging: Diffusion-weighted imaging . Center, University of Ulsan College of Medicine, Seoul. 2019*
- Hyun Kyong et al. *Intravoxel Incoherent Motion Diffusion-Weighted MR Imaging for Differentiation of Benign and Malignant Musculoskeletal Tumours at 3T. 2017*
- Pedro A Gondim et al. *Advanced Techniques in Musculoskeletal Oncology: Perfusion, Diffusion, and Spectroscopy. 2015*
- Federico Bruno et al. *Advanced magnetic resonance imaging (MRI) of soft tissue tumors: techniques and applications. 2019*
- Aydingöz, Üstün et al. *Zero Echo Time Musculoskeletal MRI: Technique, Optimization, Applications, and Pitfalls.2022*
- Hospital Universitario de Ciudad Real. *El radiólogo en el abordaje multidisciplinar de los tumores óseos. 2018*