

# Luces y sombras de la aplicación de la RM funcional en la patología osteomuscular

**Tipo:** Presentación Electrónica Educativa

**Autores:** **María José Romero Rivera**, Inmaculada Romero Rivera, Marcelo Potolicchio Z, Teodoro Martín Noguerol, Antonio Luna Alcalá

## Objetivos Docentes

1. Definir las características de la secuencia de difusión en RM.
2. Evaluar las distintas aplicaciones de las secuencias funcionales en la patología osteomuscular.
3. Explicar los artefactos de imagen de la RM difusión para reducir-eliminar los posibles errores en el diagnóstico de imagen.

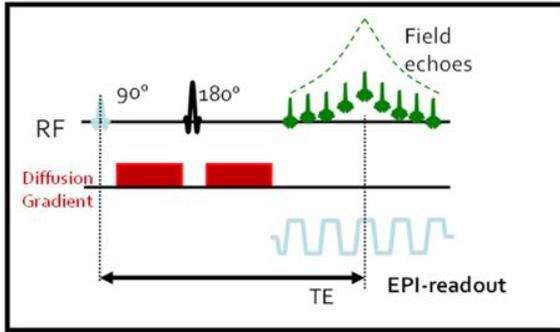
## Revisión del tema

La difusión y la perfusión en RM se utiliza de forma rutinaria, desde hace años, en la neurorradiología así como en los estudios de abdomen, pelvis y tórax. En cambio, su aplicación en el área de musculoesquelético es escasa. En la patología osteomuscular, la difusión se ha aplicado fundamentalmente en la distinción entre fracturas vertebrales patológicas y osteoporóticas, no obstante, existen otras muchas aplicaciones tanto en la patología tumoral como infecciosa.

### Bases físicas de la Difusión en RM.

La técnica de difusión mediante Resonancia Magnética (RM) utiliza el movimiento microscópico aleatorio entre los tres principales compartimentos biológicos; intravascular, extracelular e intracelular (movimiento browniano) para generar contraste en la imagen. [Fig. 1](#)

La secuencia de difusión consiste en un pulso de radiofrecuencia de  $90^\circ$ , después otro en  $180^\circ$  con gradientes de desfase y refase.



De este modo, las moléculas de agua libres pierden señal, permaneciendo la señal en aquellas moléculas que muestran restricción a su movimiento. El grado de restricción depende de la integridad de las membranas, intersticio celular así como de la celularidad tisular.

Existe una medida para valorar la magnitud de la difusión, (ADC, coeficiente de difusión aparente, cuyo valor se mide en  $\text{mm}^2/\text{s}$ ), cuanto mayor restricción de la difusión de las moléculas de agua, menor señal se obtendrá en el mapa de ADC.

### **Inconvenientes del uso de la DWI.**

Sensibilidad a los artefactos de movimiento. Para minimizar estos artefactos de movimiento, se usan secuencias ecoplanares (EPI) ya que son secuencias ultrarrápidas, consiguen una elevada relación señal-ruido debido a largos trenes de eco-gradiente. Es necesario usar técnicas en paralelo así como mayor ancho de banda para reducir estas limitaciones. Para el estudio de extensas regiones anatómicas, se usa DWIBS (Diffusion Weighted whole body Imaging Background signal Suppression). Esta secuencia usa una supresión de fondo robusta mediante Stir junto con el uso de la técnica de Difusión por RM. Es útil en el estudio de cuerpo completo mediante difusión (Whole-body DWI), al ser muy sensible para la detección de metástasis así como otros procesos patológicos óseos, tales como el mieloma. [Fig. 3](#)

Artefactos de la interfase aire-partes blandas o hueso-tejidos blandos: Son inherentes a las secuencias ecoplanares. No obstante, las técnicas multishot EPI permiten reducir el artefacto de susceptibilidad aumentando, en cambio, la sensibilidad al movimiento y el tiempo de obtención de la imagen. [Fig. 4](#)

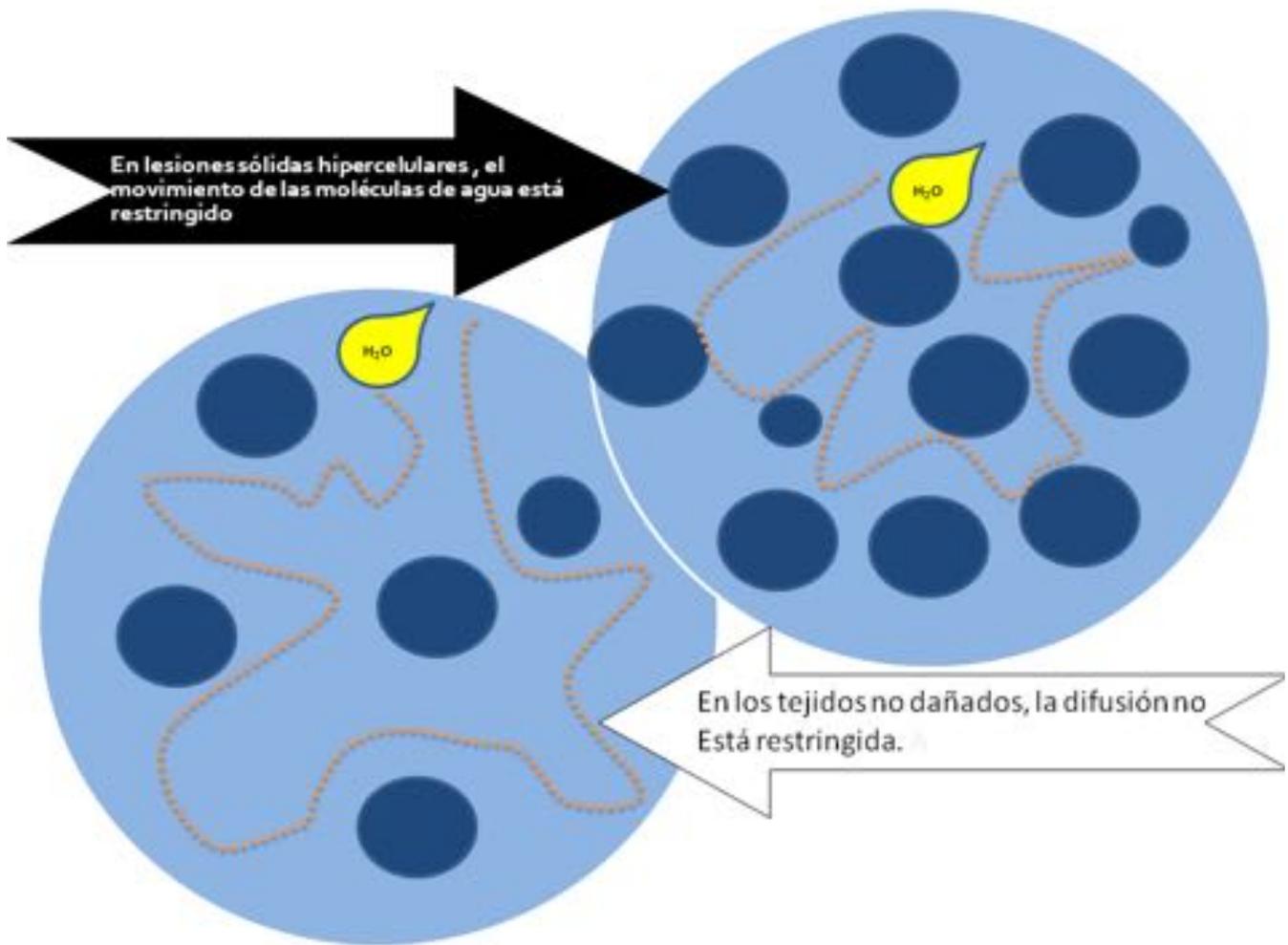
Efecto T2 Shine-Through o efecto T2. La intensidad de señal en la secuencia de difusión está mediada no solo por la difusión del agua sino también por el tiempo de relajación T2 de los tejidos. Este puede ser un claro factor de confusión (pitfall) ya que permanece elevada su señal a pesar de aumentar el valor b. Para ello, es útil el uso de valores altos de b así como el mapa de ADC, ya que minimizará dicho efecto. [Fig. 5](#)

Artefactos de susceptibilidad magnética: Los materiales ferromagnéticos muestran una caída de señal en la secuencia de difusión que puede conllevar a error, (falso positivo.) [Fig. 6](#) [Fig. 7](#)

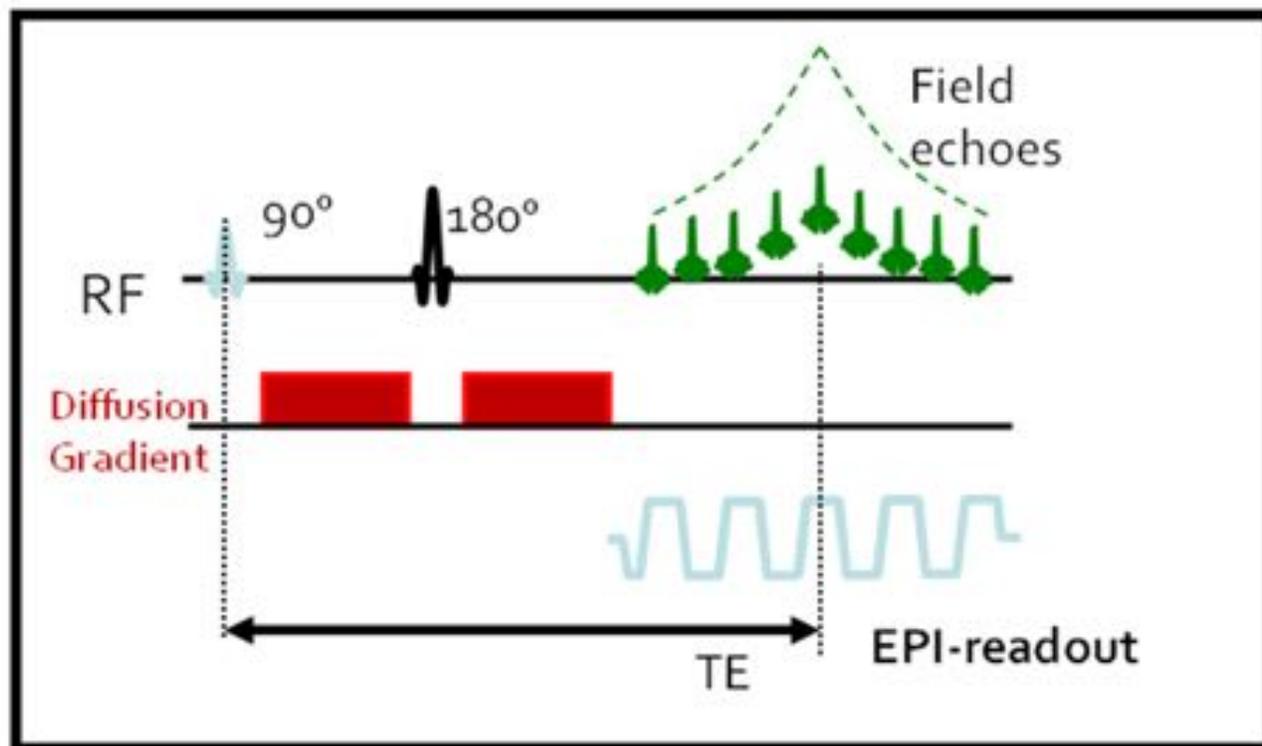
### **Ventajas del uso de la DWI.**

Una de las principales ventajas en el área osteomuscular es el uso de la difusión en el diagnóstico diferencial entre lesiones de partes blandas en las secuencias morfológicas tales como la diferencia entre procesos tumorales o infecciosos. Asimismo, también es de utilidad, para el seguimiento de las lesiones postratamiento. [Fig. 8](#)

### **Imágenes en esta sección:**



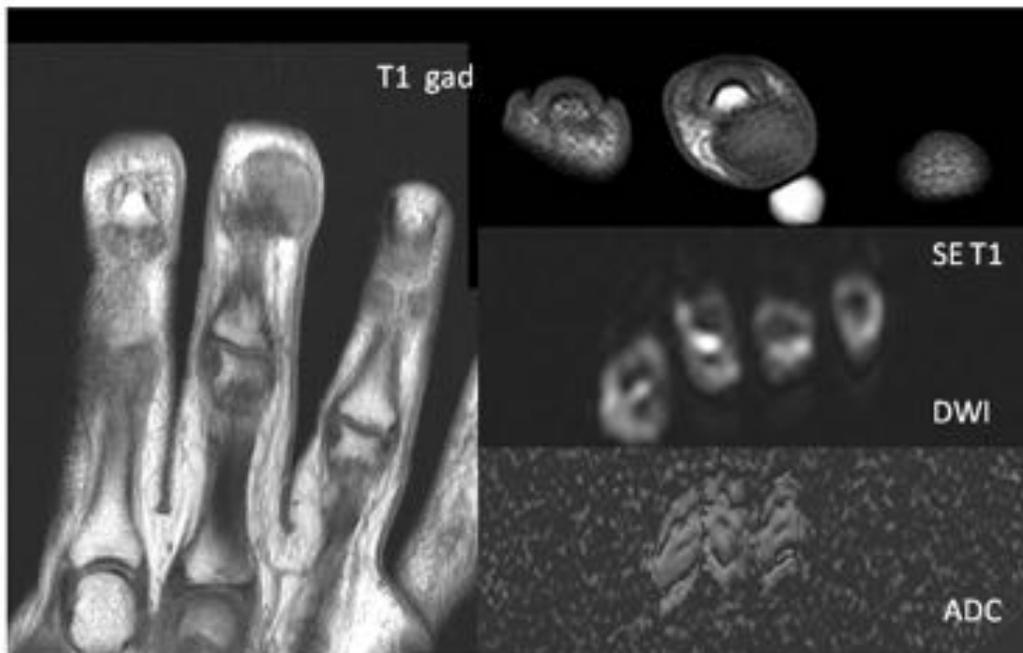
**Fig. 1:** Bases físicas de la difusión



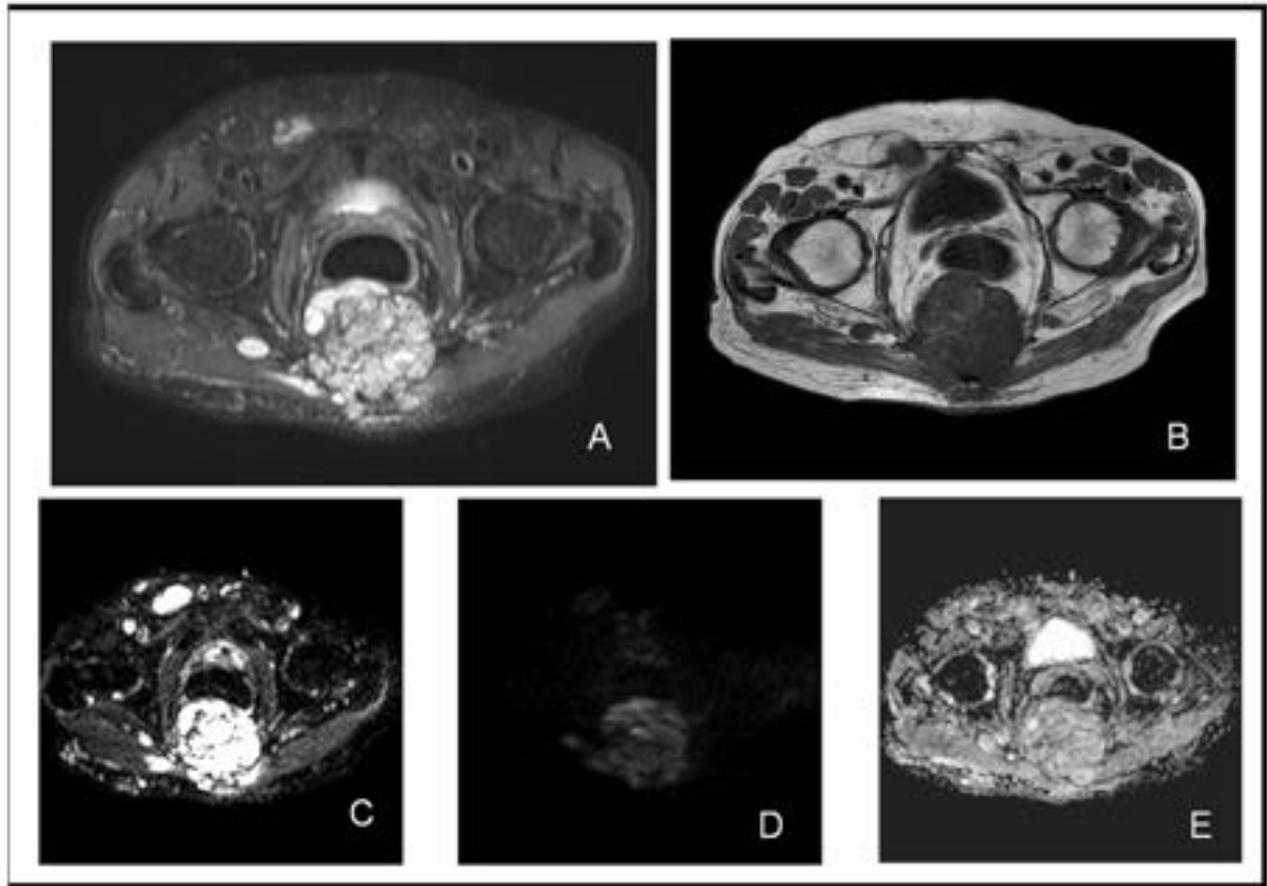
**Fig. 2:** Secuencia ecoplanar ( EPI)



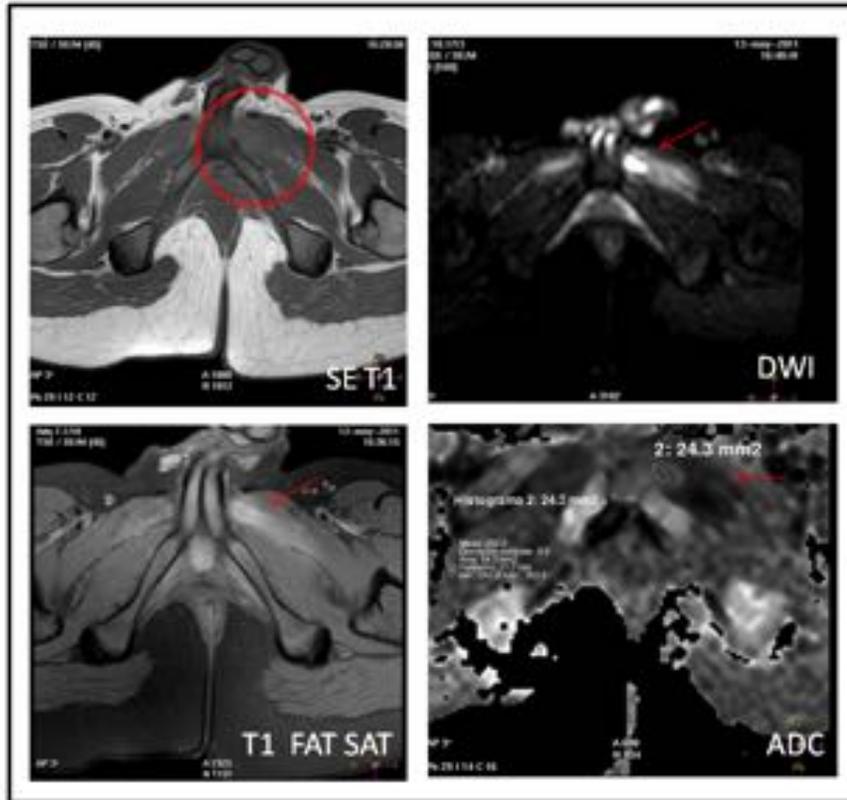
**Fig. 3:** Mujer de 57 años con sospecha de neo de cardias. A) Coronal Stir muestra lesión redondeada en la unión esofagogástrica. B) Coronal Stir muestra masa espiculada en la región paravertebral izquierda. C) Coronal MIP WB DWI muestra restricción de la tumoración paravertebral. En cambio, no se aprecia restricción de la tumoración esofagogástrica, se trataba de hernia hiatal. D) Axial Stir muestra tumoración en la región paravertebral izquierda que se introduce hacia el canal espinal.



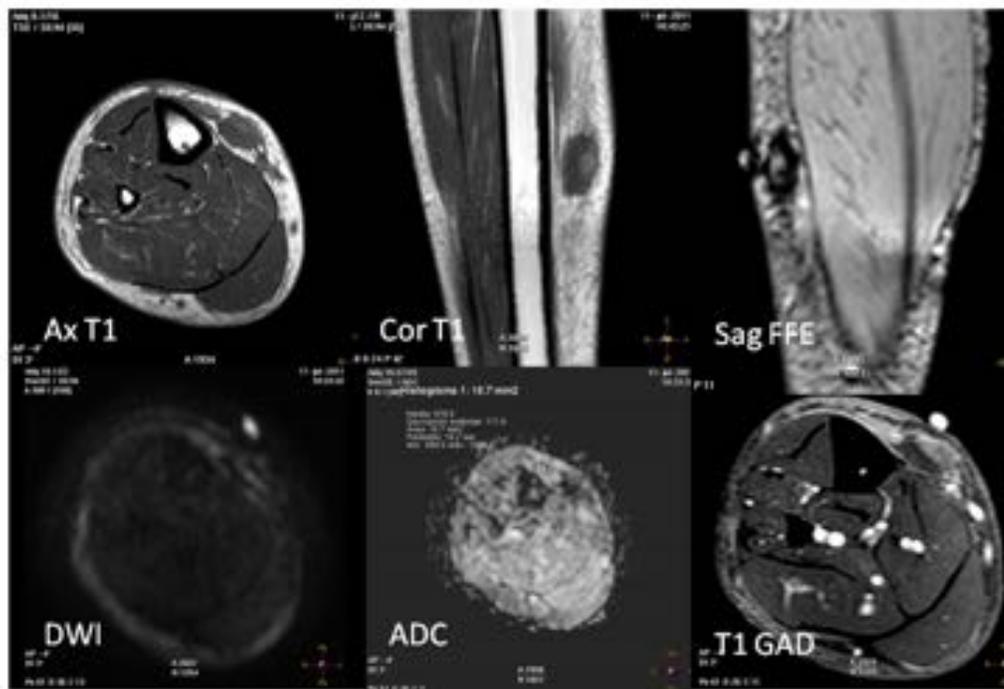
**Fig. 4:** Tumor de células gigantes de la vaina tendinosa. Nótese la intensidad de señal del tumor en las secuencias T1 y T1 con contraste. Existe artefacto de interfase y de movimiento en la secuencia de difusión.



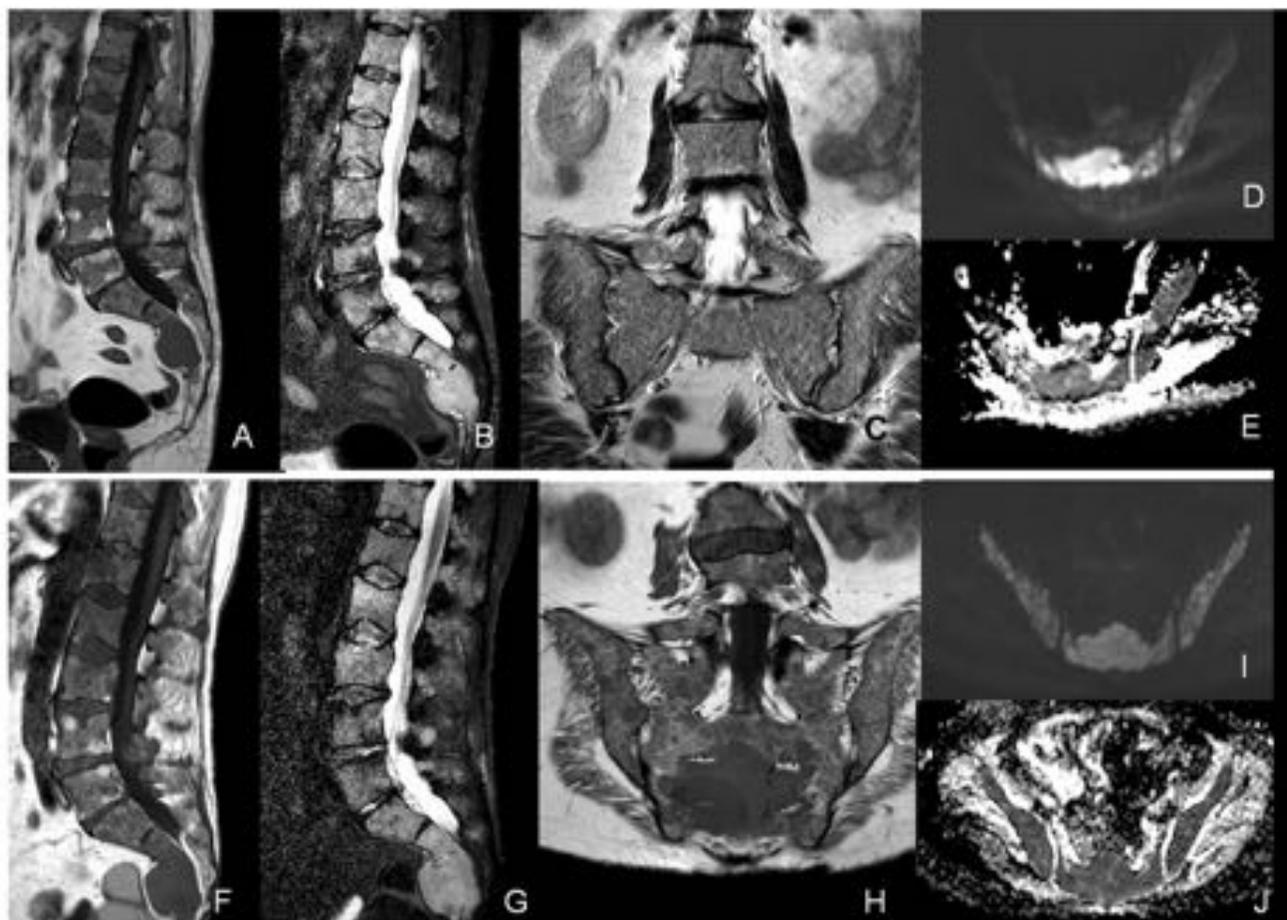
**Fig. 5:** Cordoma sacro en mujer de 90 años. a) Axial Stir muestra voluminosa tumoración con alta intensidad de señal en la región sacra B) Axial T1 muestra isointensidad de la masa respecto al musculo C, D y E) DWI muestra alta señal tanto en b0, b1000 y en el mapa de ADC, debido a una alta matriz extracelular con valores altos de T2 ( efecto T2) a pesar de la malignidad intermedia de la tumoración.



**Fig. 6:** Varon de 15 años remitido por pubalgia. Se aprecia en las secuencias potenciadas en T1, leve hiperintensidad en el espesor del músculo pectíneo izquierdo, con clara restricción en la secuencia de difusión. Se obtiene un valor en el mapa de ADC de  $0.3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Falso positivo por artefacto de susceptibilidad magnética secundaria a la hemosiderina.



**Fig. 7:** Varón de 40 años con tumoración en la cara anterior de la pierna, de 1 semana de evolución. En las secuencias T1 se muestra lesión ligeramente hiperintensa respecto a la musculatura, fundamentalmente la zona anterior de la misma. Se aprecia artefacto de susceptibilidad magnética en la secuencia Eco de gradiente T2 en plano sagital, con cierta restricción en la secuencia de difusión. Existe escaso realce tras el contraste i.v. HEMATOMA ENCAPSULADO.



**Fig. 8:** Mujer de 62 años afecta de Mieloma Multiple. A) y B) Sagital T1 y Stir muestran reconversión medular parcheada con multiples fracturas compresivas C) En T2 muestra lesiones milimetricas a nivel sacro D) y E) DWI se aprecia restricción en b1000 y valores bajos en ADC F-J) Monitorización 1 año más tarde. En F)T1 ,G)Stir y H) T1 se aprecia incremento en el numero y tamaño de las lesiones óseas. I) y J) DWI confirma el incremento del número y tamaño de estas lesiones en b1000 PROGRESION TUMORAL.

## Conclusiones

Las secuencias funcionales en RM son nuevas herramientas útiles que brindan información adicional sobre los tejidos. Es necesario conocer las ventajas e inconvenientes de estas técnicas y valorarlas, en conjunto, con el resto de las secuencias morfológicas.

## Bibliografía / Referencias

1. Luna A. et al. Diffusion MRI outside of the brain. Edit Springel. Pages 1-15.
2. Bley TA, Wieben O, Uhl M. Diffusion-weighted MR imaging in musculoskeletal radiology: applications in trauma, tumors, and inflammation. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2009;17(2):263–75.
3. Luna A. et al. Diffusion MRI outside of the brain. Edit Springel. Pages33-49..
4. Costa FM, Ferreira EC, Vianna EM..[Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for the evaluation of musculoskeletal tumors.](#) *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2011 Feb;19(1):159-80.
5. Luna A. et al. Diffusion MRI outside of the brain. Edit Springel. Pages 80-81. 33-49
6. Oka K, Yakushiji T, Sato H, Hirai T, Yamashita Y, Mizuta H. The value of diffusion-weighted imaging for monitoring the chemotherapeutic response of osteosarcoma: a comparison between average apparent diffusion coefficient and minimum apparent diffusion coefficient. *Skeletal Radiol.* 2010;39(2):141–6.
7. Padhani AR, Liu G, Koh DM, Chenevert TL, Thoeny HC, Takahara T, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging as a cancer biomarker: consensus and recommendations. *Neoplasia* 2009;11(2):102–25.
8. Van Rijswijk, CSP, Kunz P, Hogendoorn PCW, Taminiu AHM, Doornbos J, Bloem JL. Diffusion-weighted MRI in the characterization of soft-tissue tumors. *J Magn Reson Imaging* 2002;15 (3):302–7.
9. Vermoolen M.A. Kwee T. C. And J. Nievelstein R. A. Apparent diffusion coefficient measurements in the differentiation between benign and malignant lesions: a systematic review *Insights Imaging* (2012) 3:395–409)
10. Maeda M, Matsumine A, Kato H, Kusuzaki K, Maier SE, Uchida A, et al. Soft-tissue tumors evaluated by line-scan diffusionweighted imaging: influence of myxoid matrix on the apparent diffusion coefficient. *J Magn Reson Imaging.* 2007;25(6):1199– 204.
11. Nagata S, Nishimura H, Uchida M, Sakoda J, Tonan T, Hiraoka K, et al. Diffusion-weighted imaging of soft tissue tumors: usefulness of the apparent diffusion coefficient for differential diagnosis. *Radiat Med.* 2008;26(5):287–95.
12. Kathryn M. Olsen, et al. : Tumoral Calcinosi s: Pearls, Polemics, and Alternative Possibilities May-June 2006 [Volume 26, Issue 3.](#)
13. Oka K MD et al. Usefulness of Diffusion-Weighted Imaging for Differentiating Between Desmoid Tumors and Malignant Soft Tissue Tumors *Journal of magnetic of Resonance Imaging* 33: 189–193 (2011)
14. Ozkan Unal The diagnostic value of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in soft tissue abscesses. *European Journal of Radiology* 77 (2011) 490–494.
15. Harish S. et al. MR imaging of skeletal soft tissue infection: utility of diffusion-weighted imaging in detecting abscess formation. *Skeletal Radiol* (2011) 40:285–294 .
16. Oka K, Yakushiji T, Sato H, Yorimitsu S, Hayashida Y, Yamashita Y, et al. Ability of diffusion-weighted imaging for the differential diagnosis between chronic expanding hematomas and malignant soft tissue tumors. *J Magn Reson Imaging.* 2008;28(5):1195–200.
17. Khoo Diffusion-weighted imaging (DWI) in musculoskeletal MRI: a critical review. *Skeletal Radiol* (2011) 40:665–681
18. Einarsdóttir H, Karlsson M, Wejde J, Bauer H. Diffusionweighted MRI of soft tissue tumours. *Eur Radiol.* 2004;14 (6):959–63.
19. Balliu E, Vilanova JC, Peláez I, Puig J, Remollo S, Barceló C, et al. Diagnostic value of apparent diffusion coefficients to differentiate benign from malignant vertebral bone marrow lesions. *Eur J Radiol.* 2009;69(3):560–6.
20. Raya JG, Dietrich O, Reiser MF, Baur-Melnyk A. Methods and applications of diffusion imaging of vertebral bone marrow. *J Magn Reson Imaging.* 2006;24(6):1207–20.
21. Andreas M. Herneth Diffusion weighted imaging of bone marrow pathologies *European Journal of Radiology* 55 (2005) 74–83.
22. Koppula et al. : Imaging of Multiple Myeloma: Usefulness of MRI and PET/CT; *Semin*

Ultrasound, CT and MRI 34:566-577.

23. Herneth AM, Friedrich K, Weidekamm C, Schibany N, Krestan C, Czerny C, et al. Diffusion weighted imaging of bone marrow pathologies. *Eur J Radiol.* 2005;55(1):74–83.
24. Bozgeyik et al. : Role of Diffusion-Weighted MRI in the Detection of Early Active Sacroiliitis *AJR* 2008; 191:980–986.
25. Eustace S.: In vitro and in vivo spin echo diffusion imaging characteristics of synovial fluid: potential non-invasive differentiation of inflammatory and degenerative arthritis *Skeletal Radiol* (2000) 29:320–32.
26. [J. Brett Fugitt](#), Necrotizing Fasciitis *RadioGraphics*, 24, 1472-1476.
27. Hayashida Y, Hirai T, Yakushiji T, Katahira K, Shimomura O, Imuta M, et al. Evaluation of diffusion-weighted imaging for the differential diagnosis of poorly contrast-enhanced and T2-prolonged bone masses: initial experience. *J Magn Reson Imaging.* 2006;23(3):377–82.
28. Dudeck O, Zeile M, Pink D, Pech M, Tunn P, Reichardt P, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging allows monitoring of anticancer treatment effects in patients with soft-tissue sarcomas. *J Magn Reson Imaging.* 2008;27(5):1109–13.
29. Reischauer C, Froehlich JM, Koh D, Graf N, Padevit C, JohnH, et al. Bone metastases from prostate cancer: assessing treatment response by using diffusion-weighted imaging and functional diffusion maps– initial observations. *Radiology.* 2010;257(2):523–31.
30. Fischer MA, Nanz D, Hany T, Reiner CS, Stolzmann P, Donati OF, et al. Diagnostic accuracy of whole-body MRI/DWI image fusion for detection of malignant tumours: a comparison with PET/CT. *Eur Radiol* [Epub ahead of print]. doi:10.1007/s00330- 010-1929-x 16.
31. Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, Katahira K, Van Cauteren M, Imai Y, et al. Whole-body diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol.* 2009;70(3):409–17.
32. Daldrup-Link HE, Franzius C, Link TM, Laukamp D, Sciuk J, Jürgens H, et al. Whole-body MR imaging for detection of bone metastases in children and young adults: comparison with skeletal scintigraphy and FDG PET. *AJR Am J Roentgenol.* 2001;177 (1):229–36.
33. Luna A. et al. Diffusion MRI outside of the Brain, pages 366-393. Ed. Springel).
34. Chaabra A, Charlian M, Soldatos T, Andreisek G, Faridian-Aragh N, Williams E, Belzberg AJ, Carrino JA. 3-T high-resolution MR neurography of sciatic neuropathy. *AJR* 2012 Apr;198 (4):357-64.
34. Guggerberger R, Markovic D, Eppenberger P, Chhabra A, Schiller A, Nanz D, Prüssman K, Andreisek G. Assessment of median nerve with MR neurography by using diffusion-tensor imaging:normative and pathologic diffusion values. *Radiology* 2012 Oct; 265 (1):194-205.
35. Pecthprapa CN, Rosenberg ZS, Sconfienza LM, Cavalcant CF, Vieira FL, Zember JS. MR imaging of entrapment neuropathies of lower extremity. Part1. The pelvis and hip. *Radiographic*