

ARTÍCULO BREVE

Lesiones del cartílago articular de la rodilla mediante resonancia magnética: ventajas del uso de secuencias ponderadas en densidad protónica en 3.0 Teslas

Francisco José Crespo Villalba

Servicio de Resonancia Magnética de ERESA, Hospital Clínico Universitario de Valencia, Valencia, España

Recibido el 2 de marzo de 2011; aceptado el 19 de abril de 2011

PALABRAS CLAVE

Artrosis;
Rodilla;
Cartílago;
Resolución espacial;
Contraste;
3.0 teslas

KEYWORDS

Arthrosis;
Knee;
Cartilage;
Spatial resolution;
Contrast;
3.0 Tesla

Resumen

El propósito de este artículo es mostrar un método de estudio del cartílago articular de la rodilla para ser empleado en un equipo de resonancia magnética de 3.0 Teslas (T). El empleo de secuencias ponderadas en densidad protónica con y sin supresión grasa y el ajuste correcto de los parámetros de imagen a las exigencias de 3.0 T, resultan en imágenes de muy alta resolución con un contraste entre estructuras óptimo para observar con mayor precisión los elementos de interés. Un mayor campo magnético influye en el trato que ha de dispensarse a los parámetros de imagen y aporta ventajas a aprovechar. © 2011 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Knee joint cartilage injuries using magnetic resonance: advantages of using 3.0 Tesla proton density-weighted sequences

Abstract

The aim of this article is to demonstrate a method for studying knee joint cartilage to be used in a 3.0 Tesla (3.0 T) MRI device. The use of proton density-weighted sequences, with and without fat suppression, and the precise setting of the image parameters to the requisites of 3.0 T, give very high resolution images with an optimum contrast between structures, so that the elements of interest can be observed with greater accuracy. A more powerful magnetic field influences the setting of the image parameters and provides useful advantages.

© 2011 ACTEDI. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

El estudio de las lesiones del cartílago tiene un importante aliado en la imagen por resonancia magnética (RM). Dadas las características propias del cartílago, su análisis preciso requiere de la obtención de imágenes por RM de alta resolución espacial, con un alto contraste y relativamente libres de artefactos¹. Puesto que en los equipos de RM con campo magnético de 3.0 Teslas (T) la relación señal/ruido (RSR) intrínseca es el doble que en 1.5 T si las antenas y el sujeto son equivalentes², 3.0 T se está convirtiendo en una herramienta cada vez más útil para el estudio del cartílago, debido a la mayor resolución y la mejor relación contraste/ruido (RCR) alcanzable (figs. 1 y 2). Esta última es especialmente significativa entre el líquido articular y las estructuras adyacentes, pudiendo incrementarse con la aplicación de supresión espectral de la grasa en secuencias ponderadas en densidad protónica (DP). Cabe señalar que, a pesar de todo lo que 3.0 T aporta de beneficioso, al trabajar con estos equipos también se ha de hacer frente a condicionantes negativos que, de no ser bien manejados, pueden tener una influencia grave en la imagen, como la mayor incidencia de los artefactos. La elección del tipo de secuencias a emplear y el ajuste correcto de los parámetros de imagen, de acuerdo con las particularidades positivas y negativas de 3.0 T, contribuye a obtener una mejora sustancial respecto a 1.5 T.

Consideraciones anatómicas y patología

El cartílago articular de la rodilla es un tipo de tejido conjuntivo especial que permite el correcto movimiento de la

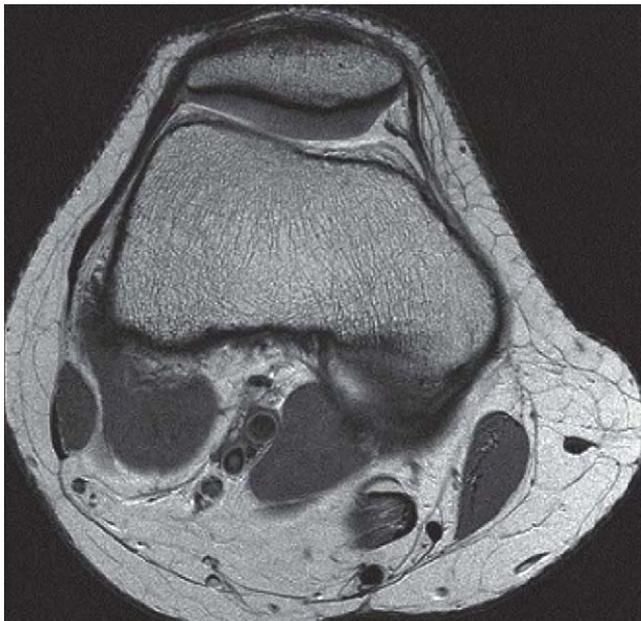


Figura 1 Corte axial ponderado en densidad protónica en el que la alta resolución de la imagen permite observar un gran detalle anatómico. Se aprecia un óptimo contraste entre el cartílago patelar y las estructuras adyacentes.

articulación. Se trata de cartílago hialino con un contenido alto de agua, conformado principalmente por una matriz de colágeno, proteoglucanos (en estrecha relación con el agua) y condrocitos³. Su función es facilitar el movimiento mediante un contacto suave entre la patela, el fémur y la tibia, teniendo asimismo suficiente resistencia ante la fricción. El cartílago articular se encuentran en la cara posterior de la patela (cartílago patelar o rotuliano), cubriendo los cóndilos femorales (cartílago troclear) y sobre las mesetas tibiales, entre estas y los meniscos. Un corte histológico transversal del cartílago muestra cuatro niveles o capas, diferenciadas según la disposición (paralela, tangencial o isotrópica) de las fibras de colágeno respecto a la patela. El contenido en proteoglucanos y agua es mayor en las capas medias³.

Las lesiones del cartílago articular y las regiones subcondrales en la progresión de la artrosis que describe la bibliografía quedan clasificadas en cuatro grados^{3,4}:

- Grado I. Alteración del contenido de agua y reducción de proteoglucanos. Visible en forma de vesiculaciones en el interior del cartílago. Lesiones reversibles, a partir de técnicas como el desplazamiento del área de fricción patela-fémur mediante el fortalecimiento de determinados músculos del muslo (fig. 3).
- Grado II. Degradación progresiva de la matriz de colágenos. Se observa edema y grietas en el cartílago.



Figura 2 Ejemplo de corte sagital ponderado en densidad protónica de gran detalle anatómico.

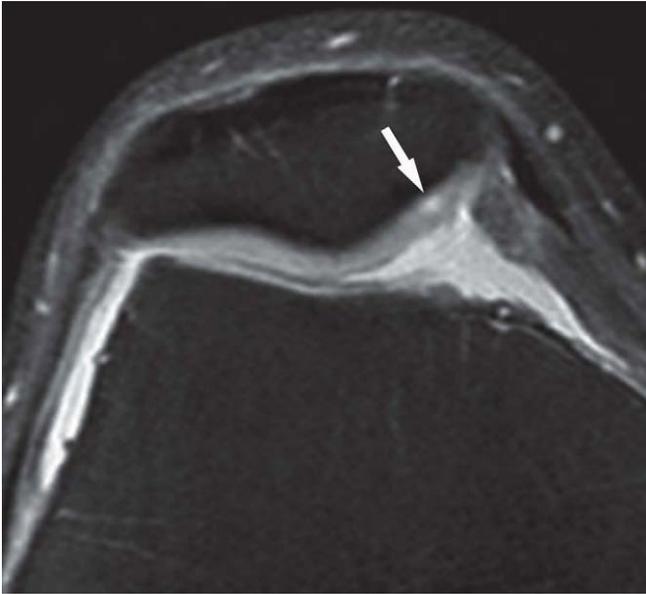


Figura 3 Lesión de grado I: la flecha muestra una vesiculación en el cartílago, consecuencia de la alteración de su contenido de agua y proteoglicanos. Corte axial ponderado en densidad protónica con supresión grasa.

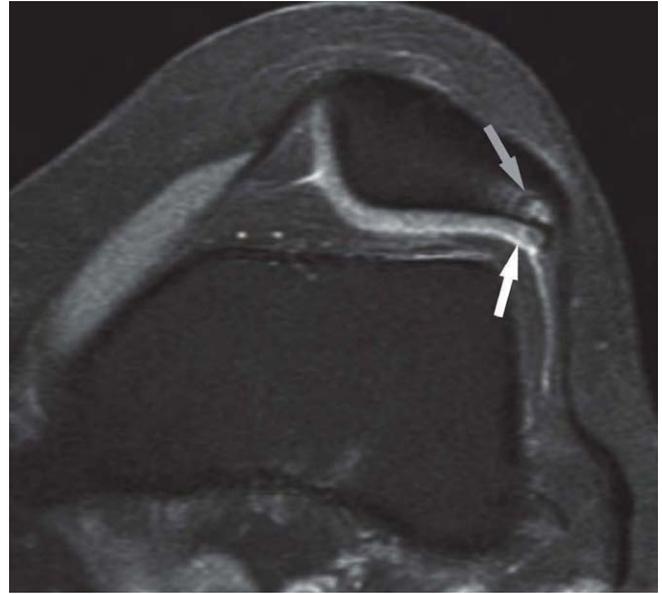


Figura 5 Lesión de grado III: se observa una grieta considerable en el cartílago patelar (flecha blanca) y una lesión reactiva subcondral (flecha gris). Corte axial ponderado en densidad protónica con supresión grasa.

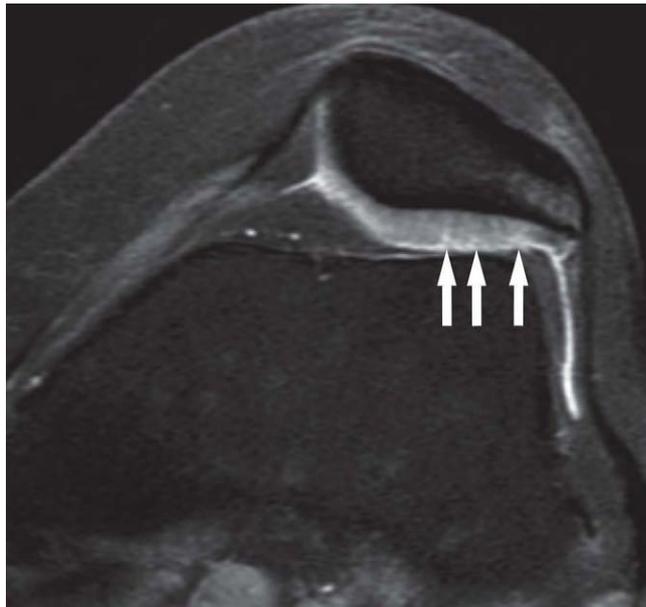


Figura 4 Lesión de grado II: las flechas señalan varias grietas aparecidas en la superficie del cartílago patelar. Corte axial ponderado en densidad protónica con supresión grasa.



Figura 6 Lesión de grado IV: se aprecian diversos y graves daños, en los que destaca la desaparición completa del cartílago patelar y la formación de osteofitos. Corte axial ponderado en densidad protónica.

Alcanzado este grado, las lesiones ya son irreversibles⁵ (fig. 4).

- Grado III. Se observan variaciones en el espesor del cartílago (fig. 5).
- Grado IV. Se advierte la pérdida del espesor del cartílago y el estrechamiento del espacio articular. Aparición de esclerosis subcondral, quistes óseos y osteofitos (fig. 6).

Cabe destacar que no está claro que los cambios potencialmente reversibles y las alteraciones irreversibles se produzcan en momentos claramente definibles durante todo el proceso de la artrosis; muy posiblemente se superponen³. Se cree que el cartílago es el tejido que se daña en primer

lugar en los procesos artrósicos¹. Dado que la gonartrosis es una causa frecuente de morbilidad y la primera indicación para la implantación de prótesis de rodilla, la detección de lesiones tempranas de cartílago influye decisivamente en el tratamiento y el pronóstico de la enfermedad.

Particularidades de 3.0 T: RSR, RCR, tiempos de relajación y artefactos

Como ya se indicara en la introducción, tanto la RSR como la RCR se ven incrementadas en 3.0 T respecto a 1.5 T. Los valores obtenidos por Gold et al² muestran que la ganancia en RSR es el doble en 3.0 T si se emplean tiempos de repetición (TR) cercanos a los 4.000 ms, y algo menos del doble con TR de 800 ms (se ensayó con tiempos de eco [TE] de 14 ms en ambos casos). Respecto a la RCR entre el fluido y el cartílago —magnitud de gran importancia para el estudio de este—, con un TR/TE de 4.000/14 ms, se ha observado un incremento notable: 37,5 en 3.0 T frente a 16,2 en 1,5 T. Empleando un TR/TE de 800/14 ms también se observó un incremento: 11,9 frente a 4,8. Todo esto supone una notable ventaja a la que se le debe sacar partido, y se observa una serie de factores físicos particulares que están vinculados con el contraste y la resolución. Sin pretender ser exhaustivos, nos detendremos en algunos de esos factores, los de mayor importancia para nosotros.

Gold et al observaron en sus estudios que los tiempos de relajación longitudinal (T1) de los tejidos de la rodilla son cerca de un 20% más largos en 3.0 T que en 1.5 T, mientras que los tiempos de relajación transversal (T2) son entre un 10 y un 36% más cortos. Así, para conseguir un contraste entre tejidos similar al obtenido en 1.5 T, se requieren TR más altos (a cuenta de los tiempos de relajación longitudi-

nal más altos) y TE ligeramente más cortos (a cuenta de los tiempos de relajación transversal más cortos). La disminución del tiempo de relajación T2 tiene una importancia menor en las secuencias espín eco, pero una influencia mayor en las eco de gradiente (EG). Para neutralizar su efecto en este tipo de secuencias, es recomendable reducir significativamente el TE (7-9 ms).

Por otra parte, y enlazando con lo ya explicado respecto al incremento de la RCR en 3.0 T, en las secuencias ponderadas en T2 y en DP es posible aumentar considerablemente el contraste entre el líquido articular y las estructuras adyacentes si se aplican TR muy largos, dado el mayor tiempo de relajación T1 del fluido (+21,2 respecto a 1.5 T)² y a la mayor RSR inherente a 3.0 T, producto del mayor poder de magnetización de campo magnético ultralto.

No obstante, sabemos también que con estos equipos se da una serie de factores negativos que merecen una debida atención para evitar su influencia en la imagen obtenida. El más destacable de ellos es la mayor incidencia de los artefactos: se ven potenciados notablemente. Los artefactos más influyentes en el estudio de la rodilla son el de pulsatilidad poplítea, que en un plano axial con una errónea dirección de fase anteroposterior puede simular u ocultar una lesión focal en el cartílago, y el de desplazamiento químico en las interfases grasa-agua. Este artefacto puede limitar la ganancia en la RSR y condicionar la definición de los límites condrales y corticales. El empleo de anchos de banda de recepción amplios es aconsejable para minimizar los artefactos en general. La supresión espectral de la grasa contribuye a disminuir notablemente el artefacto por desplazamiento químico⁶.

En la tabla 1 se resumen los aspectos más importantes —no son los únicos— en el manejo de 3.0 T frente a 1.5 T.

Tabla 1 Principales aspectos a tener en cuenta en 3.0 frente a 1,5 teslas

3.0 frente a 1.5 T	Ajustes recomendados o efecto
Tiempos de relajación T1 más largos	Aumentar el TR
Tiempos de relajación T2 más cortos	Disminuir ligeramente el TE
Incidencia mayor de los artefactos	Aumentar el ancho de banda de recepción
Eficacia mayor de la supresión grasa	Contribuye a lograr el efecto artrográfico con TR muy largos
Doble relación señal-ruido	Cortes más finos, menos exposiciones, mayor resolución espacial
Relación mayor contraste-ruido	Mayor contraste entre fluido, cartílago y hueso

TE: tiempo de eco; TR: tiempo de repetición.

Tabla 2 Parámetros de imagen recomendados (equipo GE Signa Excite 11.1 M4)

	TR/TE (ms)	EcoT	Bwth (kHz)	FoV (cm)	Mx (px)	Grosor (mm)	Espacio (mm)	NEX
FSE DP	6.000/min	8	62	16	512 × 512	3	0,3	2
FSE DP Fat Sat	6.000/min	8	62	16	512 × 512	3	0,3	2

Bwth: ancho de banda (*bandwidth*); cm: centímetros; DP: densidad protónica; EcoT: tren de ecos; Fat Sat: supresión grasa; FoV: campo de visión (*field of view*); FSE: espín eco rápida; kHz: kilohercios; mm: milímetros; ms: milisegundos; Mx: matriz; NEX: número de exposiciones; px: píxeles; TE: tiempo de eco; TR: tiempo de repetición.

Ventajas del empleo de la densidad protónica y parámetros recomendados

Contando con las consideraciones de base anteriores y tras diferentes pruebas realizadas en nuestro servicio, hemos constatado un notable beneficio con el empleo de secuencias rápidas espín eco (FSE, del inglés *fast-spin-eco*) ponderadas en DP, con y sin supresión grasa. Por una parte, la secuencia FSE es menos sensible a la susceptibilidad magnética que el EG. Esto influye sobremanera en el estudio de rodillas portadoras de material quirúrgico metálico⁷, ya que el artefacto de susceptibilidad magnética tan aparatoso en EG —secuencia muy usual para estudiar el cartílago— puede quedar reducido hasta unos límites tolerables, y así evitar la imposibilidad de valorar el cartílago que conlleva tal artefacto. Por otra parte, dada la capacidad de la DP para obtener señal de un mayor número de protones al emplear TR largos y TE cortos, estas secuencias resultan en una mejor RSR y han respondido muy positivamente a los ajustes de parámetros que hemos ensayado, en nuestro caso con un equipo General Electric Signa Excite 11.1 M4 y una antena para rodilla (EG *quadknee*).

Para obtener imágenes de alta resolución ponderadas en DP con una alta RCR se requiere de TR cercanos a los 6.000 ms, un amplio ancho de banda de recepción, cortes finos ajustados a la región a estudiar (patela o cóndilos), campos de visión pequeños y matrices grandes buscando el vóxel isótropo (tabla 2). La mayor resolución espacial y mayor contraste obtenidos con estos ajustes en DP resulta en la adquisición de imágenes muy anatómicas (fig. 7), las cuales facilitan la diferenciación del cartílago articular, en particular, y de todas las estructuras, en general. Con la aplicación de supresión grasa (que además es más sencilla de conseguir y más efectiva a mayor campo magnético^{8,9}) se gana

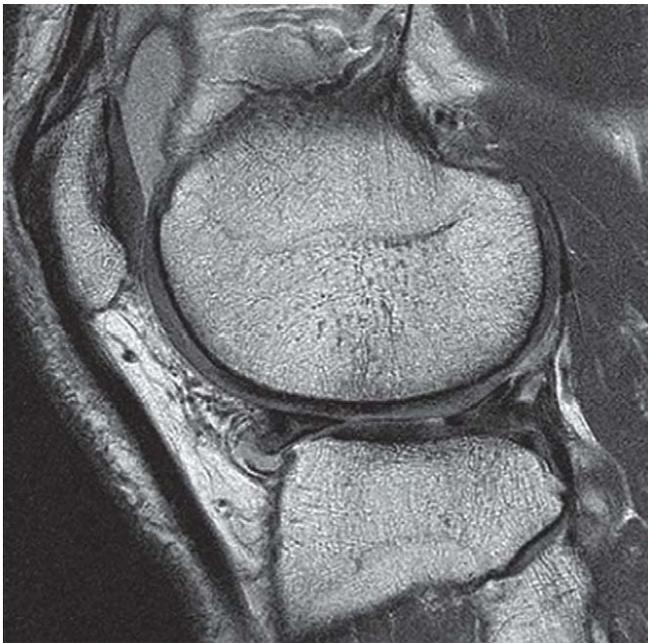


Figura 7 Ejemplo de resolución espacial y contraste entre tejidos alcanzable con 3.0 T.

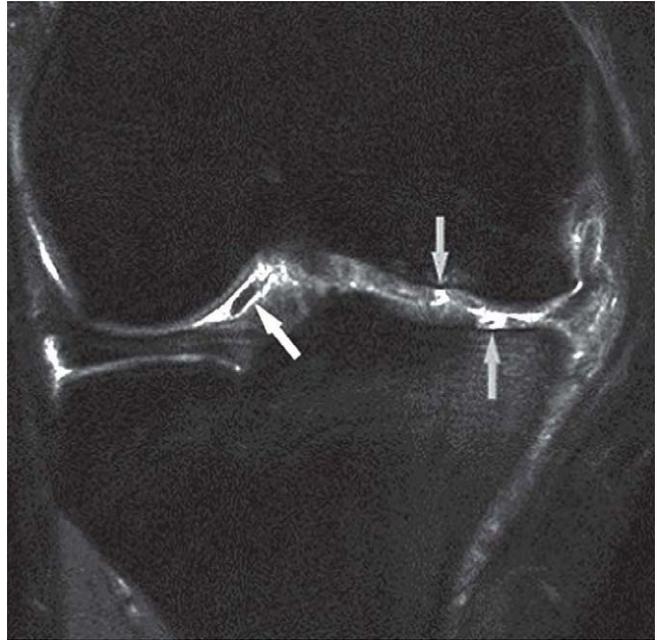


Figura 8 Imagen coronal en la que se aprecian lesiones profundas en el cartílago articular (flechas grises) y un cuerpo libre (flecha blanca) correspondiente a un fragmento de cartílago desprendido de los espacios señalados con las flechas grises. El alto contraste entre el líquido articular y el cartílago en secuencias ponderadas en densidad protónica con supresión grasa facilita su observación.

en rango dinámico de contraste. El contraste entre el fluido, hiperintenso, y el cartílago, de intensidad de señal media, facilita la observación de la superficie de este, así como posibles grietas o defectos en su espesor. La aplicación de TR muy largos es de gran importancia para incrementar este contraste.

Asimismo, el artefacto por desplazamiento químico se ve reducido mediante el aumento del ancho de banda y mediante la técnica de supresión grasa, quedando bien definida el área de relación entre el cartílago y el hueso subcondral. Con todo ello, encontramos que de manera independiente, tanto el empleo de TR largos, por un lado, como la aplicación de saturación espectral de la grasa, por otro, contribuyen a mejorar el rango dinámico y la RCR. Combinadas ambas técnicas, se consigue en 3.0 T un muy alto contraste fluido-cartílago, de gran importancia para el estudio de posibles lesiones: el efecto artrográfico (figs. 8 y 9).

Conclusión

El empleo de secuencias ponderadas en DP con y sin supresión grasa y el ajuste correcto de los parámetros de imagen a las características propias de 3.0 T, resultan en imágenes de muy alta resolución con un contraste entre estructuras óptimo y mejorado respecto a 1.5 T. Así es posible observar con mayor detalle la superficie del cartílago articular y las estructuras adyacentes de la rodilla.



Figura 9 Plano sagital ponderado en densidad protónica con supresión grasa, con un alto contraste entre el líquido y las estructuras adyacentes. El alto contraste permite una mejor observación del alcance de las lesiones del cartílago (flechas blancas), muy profundas en este caso.

Agradecimientos

La preparación de las secuencias de estudio cuyos óptimos resultados han motivado la elaboración de este trabajo ha sido producto del buen trabajo en equipo. Quede aquí mi agradecimiento a mis compañeros de unidad de ERESA en el Hospital Clínico Universitario de Valencia, agradecimiento que hago especial para el compañero que me ha proporcio-

nado una ayuda clave y consejos muy valiosos, el Dr. José Antonio Bultó Monteverde.

Conflicto de intereses

El autor declara que no presenta ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Lang P, Noorbakhsh F, Yoshioka H. Resonancia magnética del cartílago articular: estado actual y avances recientes. En: Beltrán Javier, editor. *Clínicas Radiológicas de Norteamérica*. Barcelona: Masson SA; 2006. Vol. 43, N.º 4. p. 629-39.
2. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu Ch. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: Relaxation Times and Image Contrast. *Am J Roentgenol*. 2003;183:343-51.
3. Glaser Ch. Nuevas técnicas para obtener imágenes del cartílago: tiempo de relajación T2 y resonancia magnética potenciada en difusión. En: Beltrán J. *Clínicas Radiológicas de Norteamérica*. Barcelona: Masson SA; 2006. Vol. 43, N.º 4. p. 641-53.
4. Kneeland J Bruce. RM del cartílago articular y de la degeneración cartilaginosa. En: Stoller DW, editor. *RM en ortopedia y lesiones deportivas*, vol. I. Madrid: Marbán SL; 1999. p. 83-91.
5. Xu J, Xie G, Di Y, Bai M, Zhao X. Value of T2-mapping and DWI in the diagnosis of early knee cartilage injury. *Radiology Case*. 2011;5:13-8.
6. Gold GE, McCauley TR, Gray ML, Disler DG. What's new in cartilage? *RadioGraphics*. 2003;23:1227-42.
7. Potter HG, Linklater JM, Allen AA, Hannafin JA, Haas SB. Magnetic resonance imaging of articular cartilage in the knee. An evaluation with use of fast-spin-eco imaging. *J Bone Joint Surg*. 1998;80:1276-84.
8. Gold GE, Beaulieu Ch. Musculoskeletal MR imaging at 3.0 Tesla. *Categorical Course Syllabus*. RSNA. 2003.
9. Martínez Guillamón CF. Aplicaciones clínicas y protocolos de actuación en resonancia magnética. Ronda: Asociación Española de Técnicos en Radiología; 2008. p. 96.