

## **Técnicas de imagen avanzada mediante RM del cartílago articular.**

**Tipo:** Presentación Electrónica Educativa

**Autores:** **Teodoro Martín Noguerol**, Marta Gómez Cabrera, Joan Carles Vilanova Busquets, Antonio Luna Alcala

### **Objetivos Docentes**

Recordar las secuencias morfológicas clásicas utilizadas en la valoración del cartílago articular y sus limitaciones.

Describir las principales técnicas funcionales destinadas al estudio de la patología del cartílago articular recordando sus fundamentos fisiopatológicos, bases físicas y aplicaciones clínicas.

### **Revisión del tema**

#### **Introducción**

La valoración del cartílago articular desde el punto de vista del diagnóstico se basa principalmente en los estudios de RM, técnica que gracias a su alto contraste tisular ha demostrado una mayor superioridad para el estudio del cartílago con respecto a otras modalidades de imagen convencionales (RX simple, ecografía o tomografía computarizada) (1).

El cartílago hialino articular puede verse afectado por numerosas entidades, principalmente patología degenerativa y traumática. El diagnóstico precoz de dicha afectación articular es de gran importancia debido a que, por ejemplo, en los primeros estadios de la enfermedad degenerativa articular como es la osteoartritis, la implantación de un tratamiento específico, puede modificar de forma significativa el curso de la enfermedad y por tanto, variar el pronóstico del paciente.

Los estudios con RM permiten no sólo realizar ese diagnóstico precoz (antes de que existan manifestaciones en otras pruebas radiológicas o incluso datos clínicos que hagan sospechar una condropatía) sino también monitorizar la respuesta al tratamiento. Con este fin se han desarrollado múltiples secuencias que abarcan desde la valoración puramente morfológica del cartílago hialino hasta la realización de estudios que permiten conocer la composición y características funcionales de los distintos tipos de condropatías.

Antes de detallar las principales secuencias morfológicas y funcionales para la valoración de patología articular, hay que recordar que, por frecuencia de afectación, características técnicas y seguramente por eficiencia de los estudios, tanto la mayoría de las exploraciones en la práctica clínica diaria como los estudios publicados, tratan sobre grandes articulaciones, especialmente rodilla y cadera. La valoración de

cartílago articular en otras áreas, cuestiones de eficiencia aparte, se encuentra hoy día escasamente desarrollada debido a la complejidad anatómica y dificultad para obtener una adecuada resolución espacial especialmente en pequeñas articulaciones.

### **Secuencias morfológicas**

Existen numerosas técnicas morfológicas para el estudio mediante RM del cartílago articular. El objetivo común de las mismas es intentar demostrar alteraciones en la intensidad del cartílago, en su espesor máximo o lesiones focales que puedan ayudar a establecer un diagnóstico más certero.

Las secuencias usadas con este fin han experimentado un importante desarrollo gracias a nuevos avances técnicos, diseño de antenas, protocolos de adquisición y especialmente el uso de imanes de alto campo (2).

La demostración de dichas alteraciones en la intensidad de señal se basa en el desarrollo de secuencias capaces de aumentar el contraste entre el cartílago normal, el líquido sinovial, el hueso subcondral y la propia lesión condral a estudio. Para ello se han desarrollado principalmente secuencias 2D con supresión de grasa tanto espectral como no espectral (3). Gracias a dichas secuencias se pueden valorar alteraciones en la superficie articular aunque con pérdida de información a nivel de capas más profundas así como del gap de separación entre los distintos cortes obtenidos ([FIGURA 1](#)).

Para intentar solucionar este problema se están implantando secuencias 3D con distintas potenciaciones. Dichos estudios con adquisiciones 3D permiten obtener un vóxel isotrópico que facilitará la realización de reconstrucciones multiplanares para una adecuada valoración ([FIGURA 2-video](#)).

Entre las más utilizadas, las secuencias spoiled gradient-recalled eco (SPGR) permiten obtener un estudio volumétrico con alta señal del cartílago aunque con escaso contraste con el líquido sinovial y resto de estructuras adyacentes (4). Para intentar evitar esta falta de contraste, han surgido nuevas técnicas 3D en las que gracias a la modificación del flip angle, a la aplicación de múltiples gradientes o a variaciones en el TR y el relleno del espacio K (SPACE, DESS, SSFP...), se obtienen estudios con una mayor precisión diagnóstica, aunque, en la mayoría de los casos a expensas de un mayor tiempo de adquisición (5)(6).

### ***Secuencias funcionales.***

Antes de detallar las distintas secuencias que nos permiten valorar las características funcionales y fisiopatológicas del cartílago hialino, es importante recordar brevemente su anatomía y estructura histológica ya que cada técnica nos dará información de un componente diferente y de unas características determinadas de dicho cartílago.

El cartílago articular está formado principalmente por agua, en más de un 70% de su estructura. Dicha agua se encuentra en íntima relación con una compleja red, la matriz extracelular que configura la estructura de soporte del cartílago. Dicha red está constituida por fibras de colágeno de tipo II y proteoglicanos principalmente. Los proteoglicanos (PG) son macromoléculas formadas por cadenas de glucosaminoglicanos (GAG), cadenas que se caracterizan por poseer una carga predominantemente negativa (debido a la presencia de grupos carboxilo y sulfatos en su estructura). Dichas consideraciones bioquímicas son de gran importancia a la hora de entender el mecanismo por el cual las distintas secuencias avanzadas de RM logran obtener señal y reflejar las características fisiopatológicas del cartílago (7).

Por último hay que recordar que el cartílago no tiene una estructura homogénea y que presenta una distribución en capas con distinta proporción y orientación de las fibras de colágeno y PG en función de la distancia al hueso subcondral. La zona más superficial (zona I) muestra una disposición de las fibras de colágeno paralela a la superficie articular. La zona intermedia muestra una distribución aleatoria tanto de la matriz como de las fibras de soporte. La zona profunda, próxima al hueso subcondral presenta una distribución predominantemente radial de las fibras de colágeno, perpendicular a la superficie ósea. En todas estas capas existen células encargadas de generar y reparar esa matriz, los condrocitos, que muestran una disposición y localización similar a las fibras (8) ([FIGURA 3](#)).

### **T2 mapping**

La técnica basada en la relajación T2 de las moléculas de agua fue de las primeras en ser introducida

para la valoración del cartílago articular. Los protones de dichas moléculas de agua, justo después de ser excitados por un pulso de radiofrecuencia, se encuentran en fase coherente con un vector de magnetización neto. Cuando cede el pulso de RF comienza a perderse dicha coherencia de fase y a disminuir el vector de magnetización neto decayendo de manera exponencial con el tiempo (9).

Técnicamente, la secuencia de RM se basa en adquirir una secuencia SE T2 con múltiples tiempos de eco ajustándose en el postproceso la caída de intensidad de señal para cada uno de ellos y generándose un mapa paramétrico en el que cada pixel nos indica el tiempo de relajación T2 para cada zona del cartílago tanto desde el punto de vista cualitativo (escala de grises o codificación en color) como cuantitativo (valores específicos de T2 para cada vóxel) (10) ([FIGURA 4-video](#)).

En el cartílago articular normal, el agua, que como hemos recordado es uno de sus principales componentes presenta un determinado grado de limitación en su movimiento debido a la existencia de la matriz extracelular, principalmente de las fibras de colágeno. Dicha limitación de movimiento favorece que el tiempo de relajación (T2) sea menor, más corto ([FIGURA 5](#)).

Por lo tanto, las características del tiempo de relajación T2 del cartílago dependerán de la cantidad de moléculas de agua y de la integridad de la matriz extracelular. Existen variaciones fisiológicas en los valores de relajación T2 según la zona del cartílago y el área de la articulación a valorar (influenciados por la disposición del cartílago y por el efecto de ángulo mágico), datos que hay que tener en cuenta a la hora de considerar como normal o patológico un incremento focal en el tiempo de relajación(1).

La principal utilidad de esta secuencia es la valoración de la pérdida de colágeno (y el incremento en la cantidad de agua secundario que se produce) en el caso de la osteoartritis, enfermedad degenerativa para la que esta técnica ha demostrado una gran utilidad a la hora de detectar cambios en la estructura del cartílago de una forma más precoz que las técnicas morfológicas convencionales. Dicho diagnóstico precoz puede permitir que la implantación de un tratamiento adecuado (que también puede ser monitorizado mediante esta técnica) que ayude a retrasar la aparición de daño morfológico articular y de los síntomas mejorando el pronóstico del paciente antes de que aparezcan daños articulares irreversibles (11) ([FIGURA 6](#) y [FIGURA 7](#)).

De una manera similar, se ha utilizado, incluso con una mayor sensibilidad con respecto a las secuencias T2, el tiempo de relajación T1p (referido a la duración del spin lattice), el cual, al reflejar la interacción de las moléculas de agua y su intercambio de energía con el medio extracelular, permite la valoración de dicha matriz, especialmente de los PG que son los que limitan principalmente dicho tiempo de relajación T1. La depleción del contenido en PG del cartílago supondrá un incremento en dicho tiempo de relajación. No obstante, estas secuencias requieren de unas especificaciones técnicas como la aplicación de pulsos especiales de excitación y mapas T1 que no están disponibles en todos los centros y que requieren tiempos de adquisición más prolongados por lo que su uso en la práctica clínica diaria se encuentra más limitado (12).

### ***dGEMRIC***

dGEMRIC es el acrónimo usado para la técnica que permite valorar las características del cartílago gracias a la adquisición de imágenes potenciadas en T1 tras la administración de contraste de manera tardía. Esta técnica se basa en las características electromagnéticas tanto del gadolinio como del propio cartílago. Como hemos comentado anteriormente, los GSG poseen una alta carga negativa debido a la presencia de grupos hidroxilo y sulfato. Por otro lado, los quelatos de gadolinio habitualmente utilizados como el  $Gd(DTPA)^{-2}$  presentan una carga igualmente negativa (13).

Partiendo de estas premisas es lógico pensar que un cartílago íntegro, sin daños en su matriz extracelular y con su composición de GSG preservada, con alta carga negativa, evitará que el Gd difunda en su interior con lo cual, en las imágenes postcontraste no habrá captación de Gd por el cartílago ni se acortará su tiempo de relajación T1. Sin embargo, si existiera por ejemplo, un defecto focal en el cartílago, en dicha área, el descenso de GSG y por ende, de carga negativa, permitirá difundir a las moléculas de Gd en el interior de esa región determinada del cartílago lo cual se traducirá en un área hiperintensa en secuencias T1 y un acortamiento del tiempo de relajación T1 a dicho nivel. De esta

forma se establece una relación lineal inversa entre concentración de GSG y valores dGEMRIC ([FIGURA 8-video](#)).

En este tipo de técnica de valoración del cartílago se usa pues contraste intravenoso el cual puede llegar a la articulación de dos maneras diferentes. La más utilizada es mediante la administración intravenosa del mismo (0.2 mmol/kg), a continuación, el paciente deberá realizar actividad física suave (caminar, en el caso de la valoración de rodilla por ejemplo) durante 10-20 minutos y adquirir la secuencia transcurrida 1-2 horas, de esta forma, el Gd difundirá al líquido sinovial. La otra forma es realizando una artrocentesis e instilando directamente el contraste en el interior de la cavidad articular (14).

La secuencia a adquirir suele ser un FSE IR potenciado en T1 con múltiples TI que varían desde 50 ms hasta 1600 ms con un TE/TR fijo de 14 / 1800 ms. Otros diseños de secuencias incluyen adquisiciones 3D SPRG con diferentes flip angle. De esta forma se puede cuantificar el tiempo de relajación T1 para cada TI. Otra opción es la de obtener un estudio pre-contraste T1 y otro post-contraste T1 transcurridas 2 horas de la administración del Gd y valorar cualitativamente la captación o no del medio de contraste (15) ([FIGURA 9](#) y [FIGURA 10](#)).

dGEMRIC ha demostrado su utilidad en la valoración de cambios precoces en pacientes con osteoartritis antes de que estos aparezcan en técnicas convencionales especialmente en cadera y rodilla así como para detectar respuesta a tratamiento de regeneración de cartílago (16).

### **RM difusión de cartílago**

Las secuencias potenciadas en difusión son capaces de detectar el movimiento aleatorio de las moléculas de agua en un determinado medio biológico. Dicho movimiento se puede encontrar más o menos limitado en función de las características de dicho medio. Estas secuencias han sido ampliamente utilizadas para la valoración de patología isquémica o tumoral a nivel de sistema nervioso central entre otras entidades así como en el resto del organismo. Sin embargo su uso para el estudio del cartílago hialino articular no se encuentra muy extendido.

Partiendo de dichas premisas, de manera intuitiva se puede aproximar que, en el caso del cartílago articular, la propia matriz extracelular supone una barrera para el movimiento libre del agua en el interior del cartílago, encontrándose dicho movimiento relativamente limitado. Usamos el término relativo ya que estamos hablando de una estructura cuyo principal componente es el agua y los valores de coeficiente de difusión aparente en cartílago normal se encuentran entre  $1.5$  y  $2.0 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Sin embargo, cuando existe una destrucción de dicha matriz extracelular, el agua ligada a la misma es liberada, experimentando un mayor rango de movimiento, fenómeno que puede ser estudiado mediante RM con técnicas de difusión (17).

En el caso de la patología articular dicha valoración con técnicas de difusión puede realizarse desde el punto de vista cualitativo (en base a los valores b más altos) en donde áreas con menor intensidad de señal se relacionarán con zonas de difusión facilitada debido a pérdida de matriz extracelular. Dichas áreas, desde el punto de vista cualitativo, es decir, a través de los valores de ADC mostrarán valores más elevados ([FIGURA 11-video](#)). Esta vertiente, la cualitativa nos va a permitir monitorizar de una manera más exacta la progresión de la enfermedad degenerativa o la monitorización del tratamiento en el caso de que éste sea instaurado (18) ([FIGURA 12](#)).

De todos los componentes de la matriz extracelular del cartílago hialino, se ha demostrado que son los GSG, y su pérdida, los que más influyen en el movimiento libre el agua. Conviene recordar que pese a que pueden parecer mecanismos similares los estudios basados en T2 mapping y los de difusión, es decir, la valoración de agua ligada a matriz extracelular, su mecanismo de actuación es diferente. En el caso del T2 mapping, la pérdida de matriz extracelular (relacionada con su interacción con el colágeno principalmente) supone un aumento en el vector del tiempo de relajación T2, mientras que en el caso de la difusión, lo que conlleva es un incremento en el propio movimiento de las moléculas de agua (ligado a la pérdida de GSG que son los que limitan ese movimiento libre) ([FIGURA 13](#)).

### **Transferencia de magnetización**

Las secuencias basadas en el fenómeno de transferencia de magnetización han sido ampliamente usadas tanto en el sistema musculo esquelético como fuera de él. La introducción de nuevos equipamientos está permitiendo realizar mejoras en este campo por lo que ha vuelto a suscitar interés para la valoración del

cartílago.

Para introducir el concepto de transferencia de magnetización conviene considerar 3 compartimentos a nivel del cartílago articular en los que las moléculas de agua (protones) se distribuyen. De esta forma se puede considerar la existencia de un compartimento con agua libre, otro en el que predominan las macromoléculas y otro que supone la interfase entre ambos compartimentos en los que las moléculas de agua se encuentran ligadas en mayor o menor grado a dichas macromoléculas (19).

En el compartimento del agua libre, dicha libertad de movimiento proporciona a las moléculas de agua unos tiempos de relajación T1 y T2 muy elevados por lo que, si quisiéramos que fuesen excitadas haría falta un rango de frecuencias muy estrecho, próximo a la frecuencia de Larmor.

Los protones que forman parte del compartimento de las macromoléculas sin embargo tienen muy restringido su movimiento debido a la interacción con demás núcleos presentando valores muy cortos de T2. En este caso, el rango de frecuencias de todos esos protones es muy amplio y queda lejos de la frecuencia de Larmor.

El agua ligada tiene una restricción parcial de su movimiento debido a la vecindad de las macromoléculas, luego tendrá valores de T2 bajos también. Dicha capa de moléculas interactúa a modo de dipolo-dipolo tanto con la capa de macromoléculas como con el compartimento de agua libre actuando a modo de conductor entre ambas superficies lo que le permite llevar a cabo el proceso de transferencia de magnetización o intercambio de energía entre ambos compartimentos dominantes. Si emitimos un pulso de RF de manera selectiva sobre el componente de las macromoléculas excitará los núcleos de H1, los cuales comenzarán un proceso de relajación T1 en el cual liberarán energía que será absorbida y transmitida a su entorno (lattice), dicho entorno es el compartimento del agua libre al cual se dispersa de manera indirecta la energía liberada. Dicho incremento de energía de los protones libres condicionará que se saturen y reduzcan su vector neto de magnetización. De esta forma, si se aplica un segundo pulso de RF sobre el componente de agua libre, la señal generada por el mismo será menor debido a la saturación previa por la transferencia de energía recibida desde el compartimento de las macromoléculas ([FIGURA 14-video](#)).

En el caso del cartílago, la transferencia de magnetización ayuda a aumentar el contraste entre aquellas zonas en las que la matriz extracelular se encuentra íntegra (hipoatenuadas en T2 debido a que se realiza eficientemente dicho proceso de transferencia) con respecto a aquellas en las que existe pérdida de matriz (colágeno principalmente) en las que habrá un aumento de T2 debido a que dicha señal no se encuentra suprimida por la existencia de una matriz subyacente) ([FIGURA 15-video](#) y [FIGURA 16](#)). Este fenómeno también se puede expresar en un mapa en blanco y negro o paramétrico codificado en color y que refleje la tasa de transferencia de magnetización, siendo ésta más elevada en las áreas que el componente macromolecular se encuentre íntegro (20).

Una variante de la transferencia de magnetización que ha alcanzado notoriedad en los últimos años es aquella basada en el intercambio químico dependiente de la transferencia de saturación (CEST) que se basa en emitir un pulso selectivo sobre determinados protones del compartimento de macromoléculas, por ejemplo los grupos hidroxilo) que serán los encargados de intercambiar la energía recibida con el componente de agua libre. De esta forma se puede valorar de forma selectiva y más efectiva la pérdida de GSG en el cartílago (21)(22).

### **MRI sodio**

Otra forma de evaluar el componente de matriz extracelular con carga negativa, como ocurría con la técnica de dGEMRIC, es la valoración de la cantidad de sodio ( $\text{Na}^{+23}$ ) en dicha matriz. En condiciones normales, la carga negativa del cartílago es un equilibrio entre los GSG y la proporción de  $\text{Na}^{+23}$  ligado a los mismos. De esta forma, determinando la proporción de Na podremos inferir la existencia de mayor o menor cantidad de GSG, de una manera incluso más específica que dGEMRIC y sin necesidad de usar gadolinio ([FIGURA 17-video](#)).

Sin embargo existe un verdadero reto técnico a la hora de conseguir obtener una imagen de RM en base únicamente a la señal obtenida del  $\text{Na}^{+23}$  ya que su concentración, en relación con los protones  $\text{H}^{+1}$  es muy baja. Además, sus tiempos de relajación T1 y T2 son igualmente cortos obteniendo imágenes con muy baja relación señal ruido. Estos motivos, entre otros hacen que el uso de técnicas basadas en  $\text{Na}^{+23}$

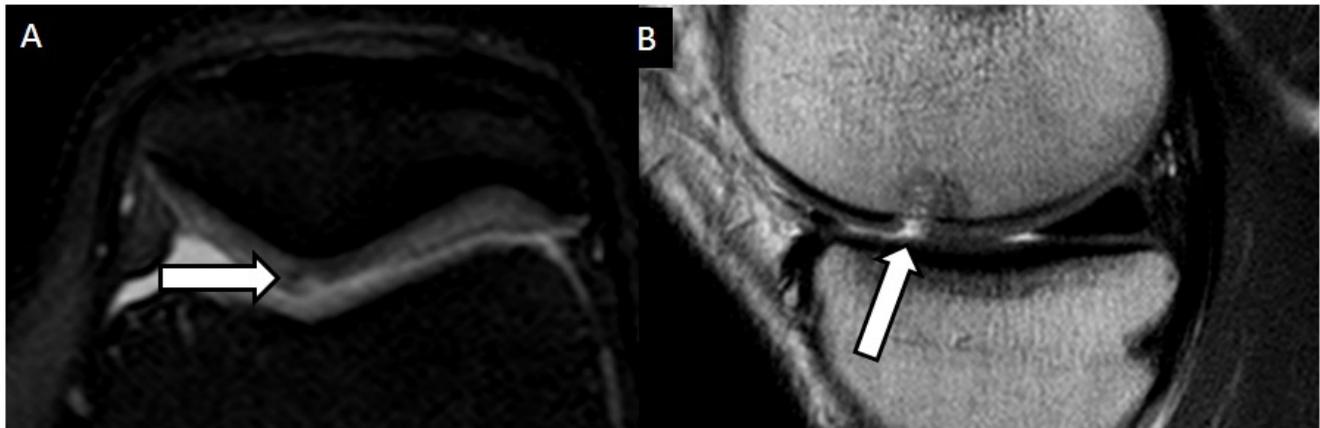
no estén desarrolladas todavía en la práctica clínica habitual (23).

### ***Práctica radiológica habitual***

Entre todas las técnicas referidas, las secuencias morfológicas continúan desempeñando un papel principal en los estudios habituales para la valoración del cartílago hialino estando ampliamente validadas. Las técnicas basadas en la transferencia de magnetización han sido clásicamente utilizadas y se encontrarían a caballo entre las técnicas morfológicas y las funcionales, no obstante los recientes estudios utilizando CEST parecen haber dado un nuevo impulso a esta técnica. En la práctica radiológica habitual, las secuencias T2 mapping son las más extendidas y validadas siendo fácilmente interpretables tanto desde el punto de vista cualitativo como cuantitativo.

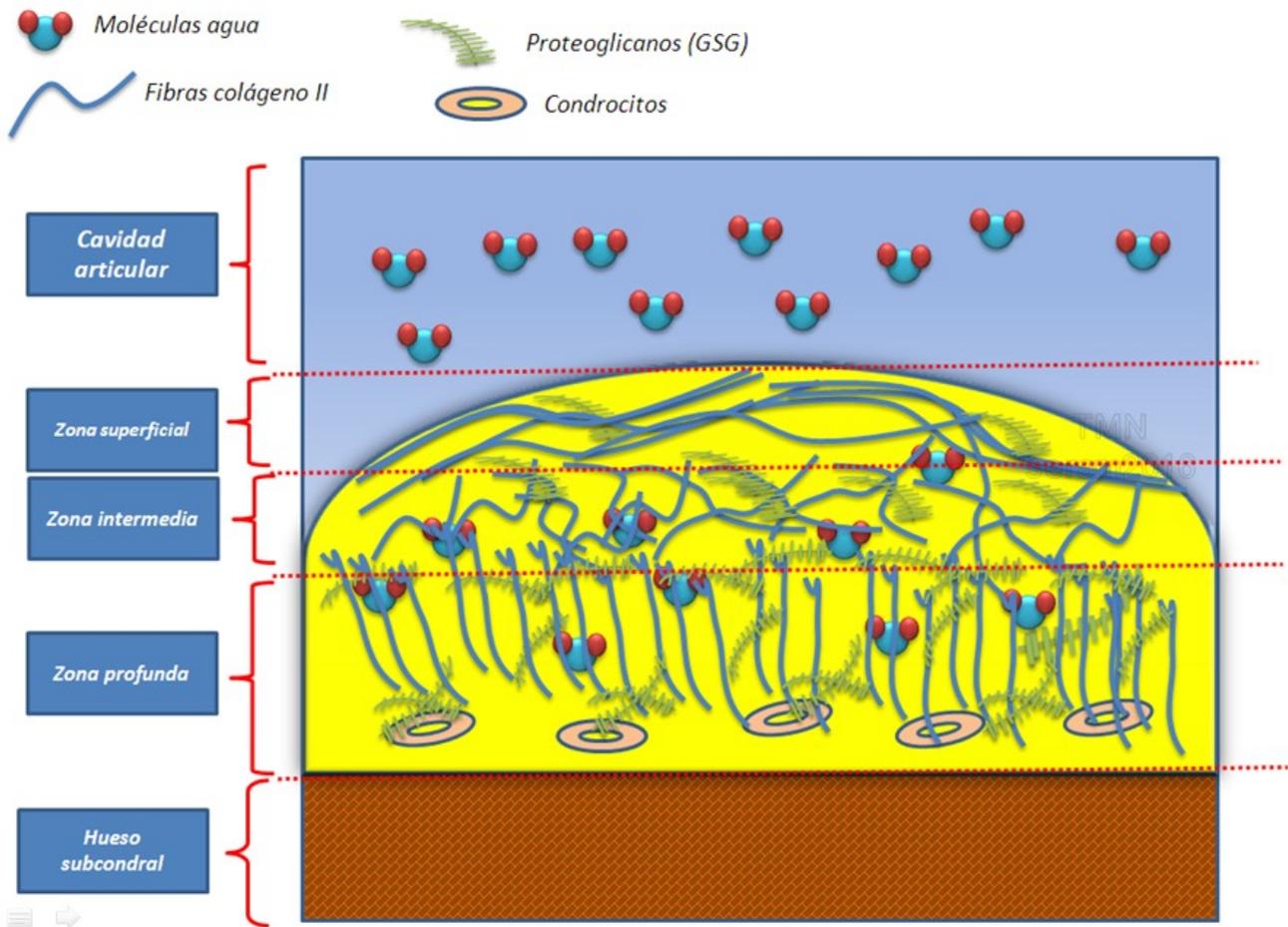
Hay que recordar que, como hemos visto, cada técnica es capaz de valorar un componente o característica determinada del cartílago hialino articular ([FIGURA 18](#)). Sin embargo estas técnicas no son excluyentes entre sí y su uso conjunto puede incluso aportar información complementaria para un diagnóstico más preciso ([FIGURA 19](#) y [FIGURA 20](#)).

### **Imágenes en esta sección:**



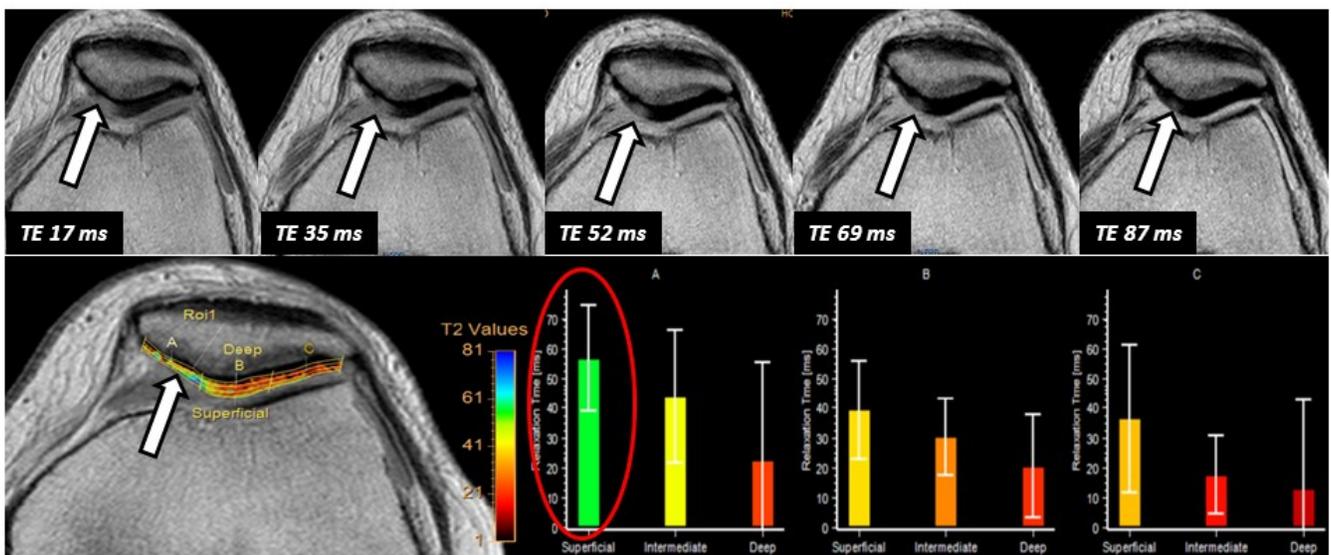
**Fig. 1:** A. 2D Axial T2 FFE: Fisura condral que asocia un 'flap' en el cartilago rotuliano de la cresta interfacetaria sin afectación del hueso subcondral. Resto del cartílago de revestimiento de aspecto normal. B. 2D sagital DP: En el cartílago de revestimiento de la región de carga del cóndilo femoral medial se identifica un defecto condral focal de espesor completo, con exposición del hueso subcondral y alteración de señal del mismo.

**Fig. 2:** Ejemplo adquisición secuencia sagital 3D WATS para el estudio volumétrico de cartílago femoral.

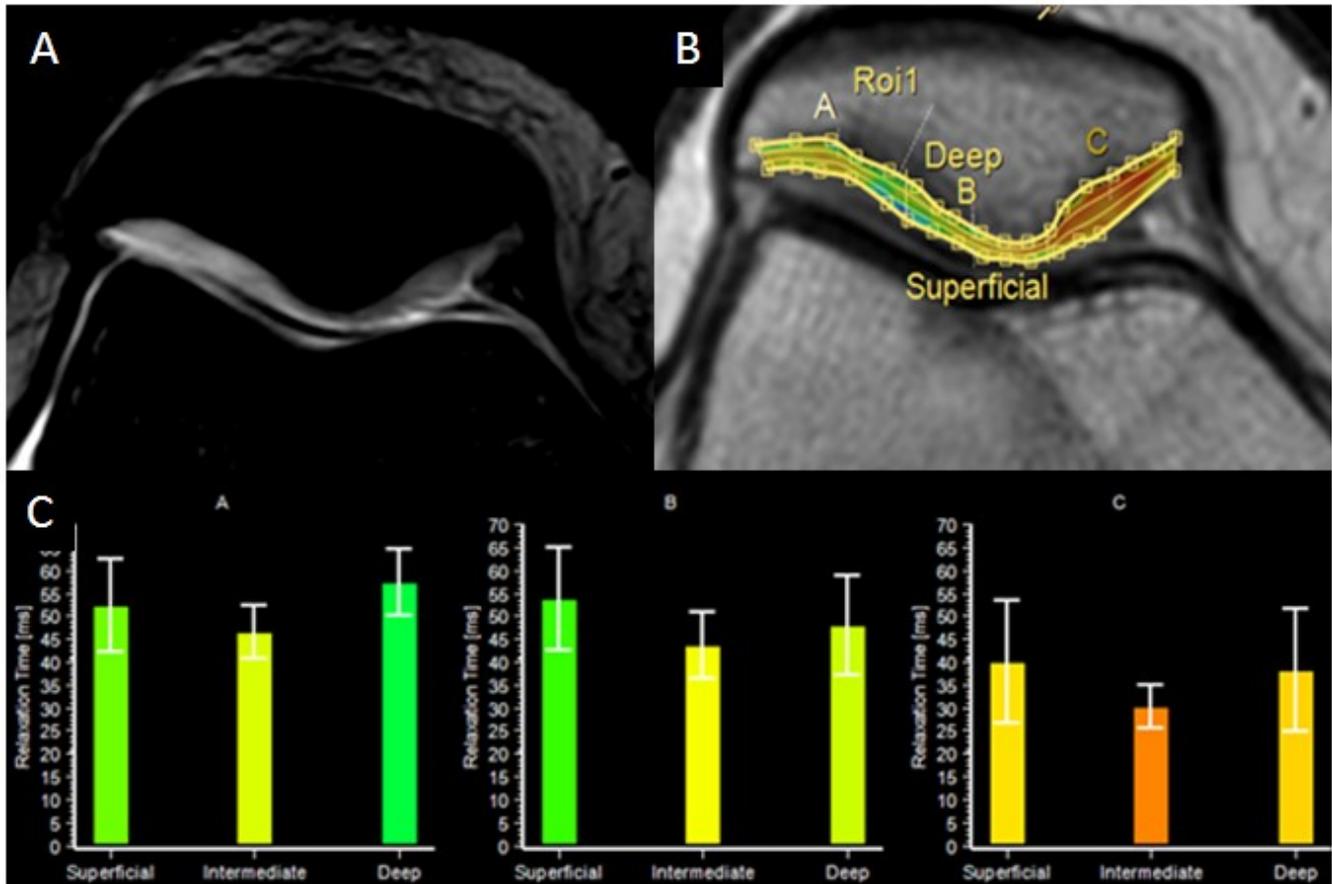


**Fig. 3:** Esquema composición de cartílago hialino.

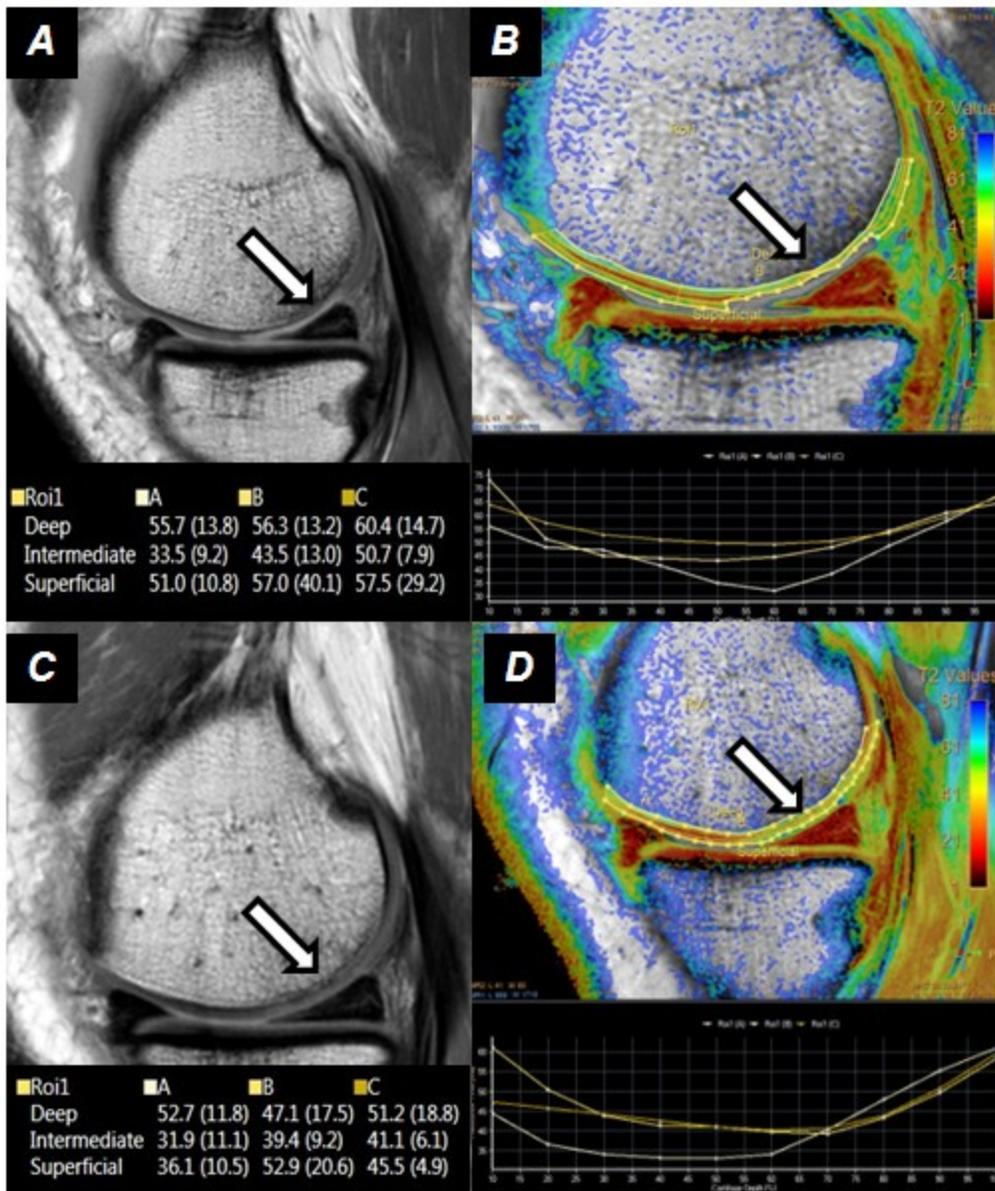
**Fig. 4:** Esquema bases físicas T2 mapping. La existencia de matriz colágena condiciona un tiempo T2 de relajación corto de las moléculas de agua. La pérdida de colágeno supone una "liberación" de esas moléculas de agua, las cuales muestran un tiempo T2 más largo.



**Fig. 5:** Adquisición de secuencia T2 mapping. Se obtienen múltiples TE con post-proceso que permite valorar en función de la capa el tiempo de relajación para cada segmento rotuliano. Se objetiva un importante incremento del tiempo de relajación en la capa superficial de todo el compartimento medial rotuliano (círculo rojo) en relación con pérdida de colágeno compatible con condromalacia). Nótese que para TE más bajos, la alteración de la intensidad de señal patelar es mayor (flechas)

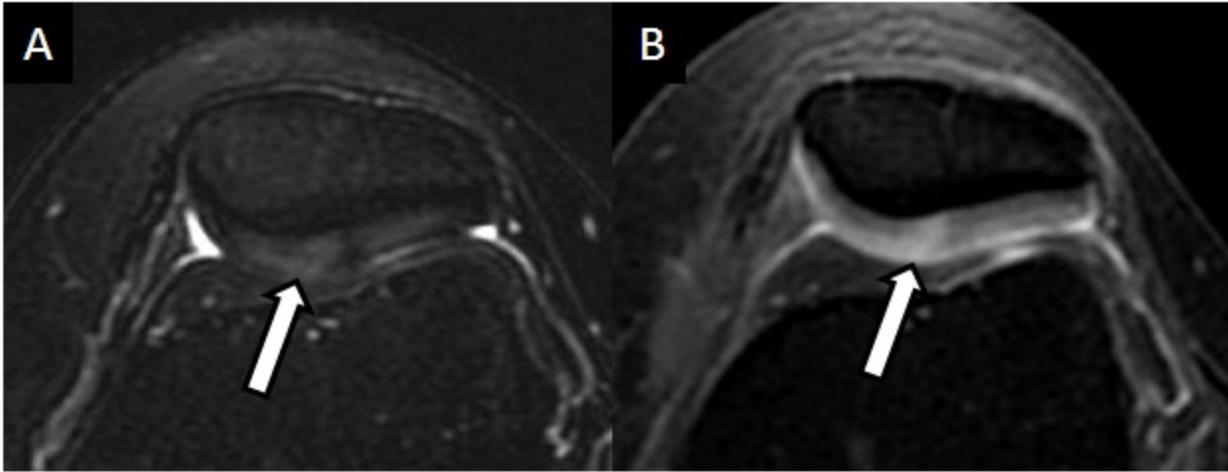


**Fig. 6:** T2 mapping. A. Alteración difusa de la intensidad de señal en cóndilo femoral externo en secuencias T2 FFE. B. T2 mapping confirma un incremento difuso en los valores de tiempo de relajación T2 en todas las capas (color verde) en comparación con la faceta intacta (color naranja-rojo). C. Esta secuencia permite cuantificar el grado de daño del cartílago hialino con vistas a seguimiento de la enfermedad degenerativa o control terapéutico más preciso.

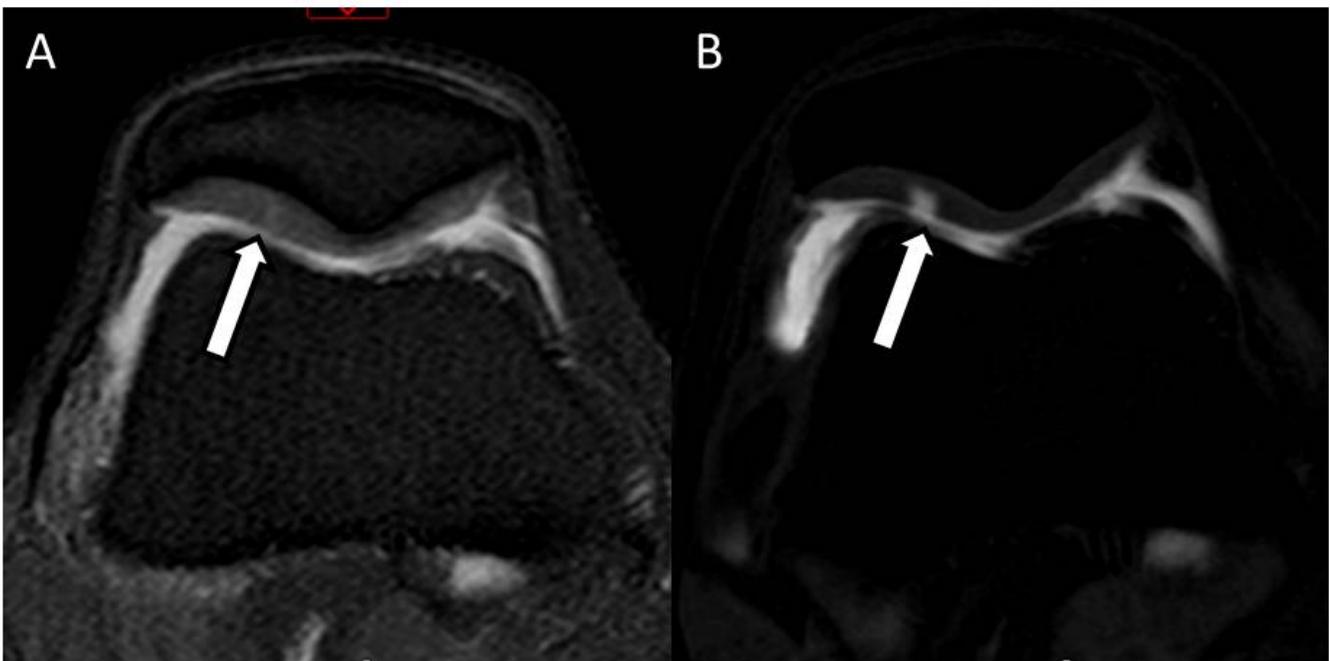


**Fig. 7:** Monitorización de tratamiento. A y B muestran amplio defecto condral con cóndilo medial con aumento de valores de tiempo de relajación T2 (gráfica). C y D tras implante de condrocitos muestra recuperación tanto del espesor del cartílago como normalización con descenso de los valores de T2 (gráfica) sugere de recuperación de matriz extracelular.

**Fig. 8:** Esquema bases físicas dGEMRIC. La existencia de PG y GSG con carga negativa impide (repele) la entrada de las moléculas de gadolinio, ambas con carga negativa. La pérdida de PG y GSG supone un descenso en la carga negativa del cartílago permitiendo la entrada de gadolinio el cual se muestra como focos captantes en el espesor del cartílago dañado.

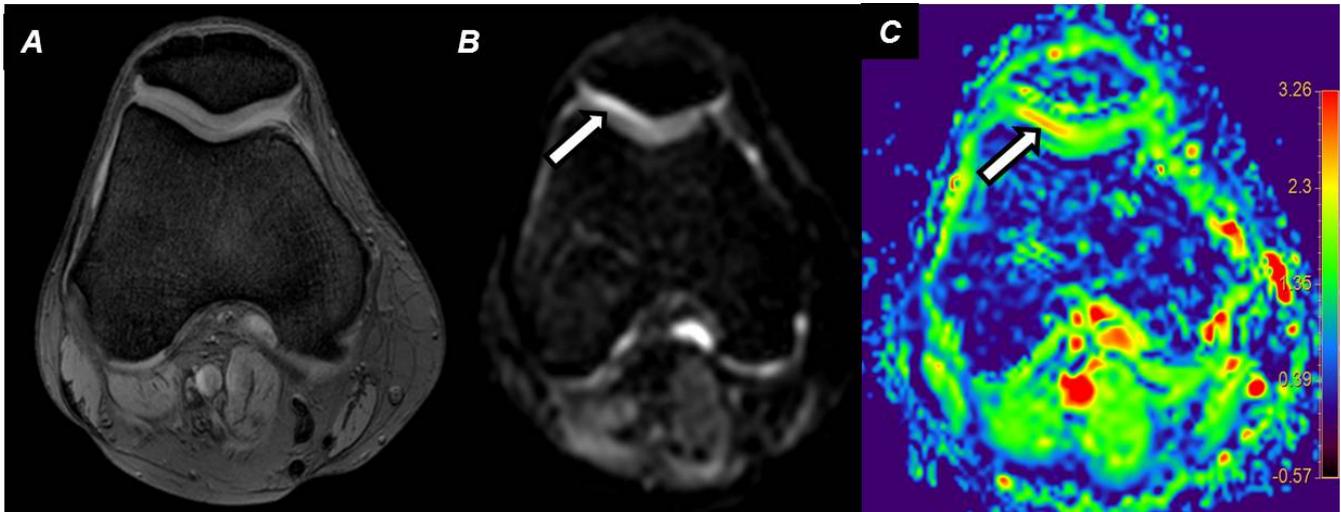


**Fig. 9:** dGEMRIC. A. Axial DP-T2 F/S muestra alteración focal de la intensidad de señal que afecta a todo el espesor del cartílago rotuliano (flecha). B. dGEMRIC tras administración IV de gadolinio detecta hiperintensidad focal en la misma zona (flecha) compatible con captación (difusión en el espesor del cartílago del gadolinio) por pérdida de GSG

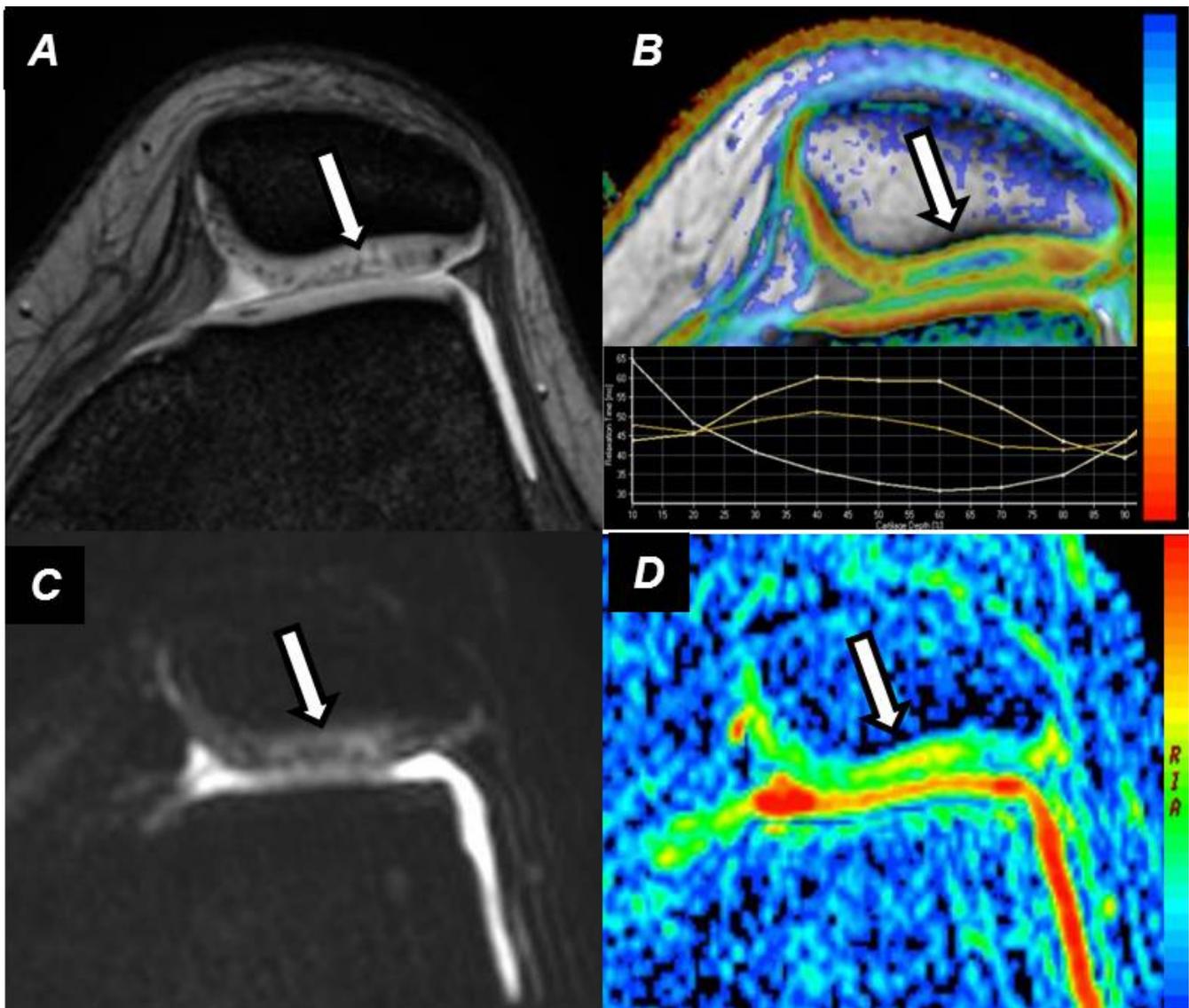


**Fig. 10:** dGEMRIC. A. Axial T2 FFE muestra una mínima alteración lineal de la intensidad de señal a nivel de cartílago rotuliano sin otros hallazgos asociados (flecha). B. dGEMRIC tras administración intraarticular de gadolinio detecta hiperintensidad focal en la misma zona (flecha) compatible con captación (difusión en el espesor del cartílago del gadolinio) por pérdida de GSG permitiendo un diagnóstico más preciso que las secuencias morfológicas clásicas.

**Fig. 11:** Esquema bases físicas DWI cartílago. La existencia de GSG condiciona una restricción de la difusión libre del agua en el cartílago. La pérdida de GSG supone un incremento en el movimiento y desplazamiento del agua en el interior del cartílago lo que se traduce en aumento de valores ADC.



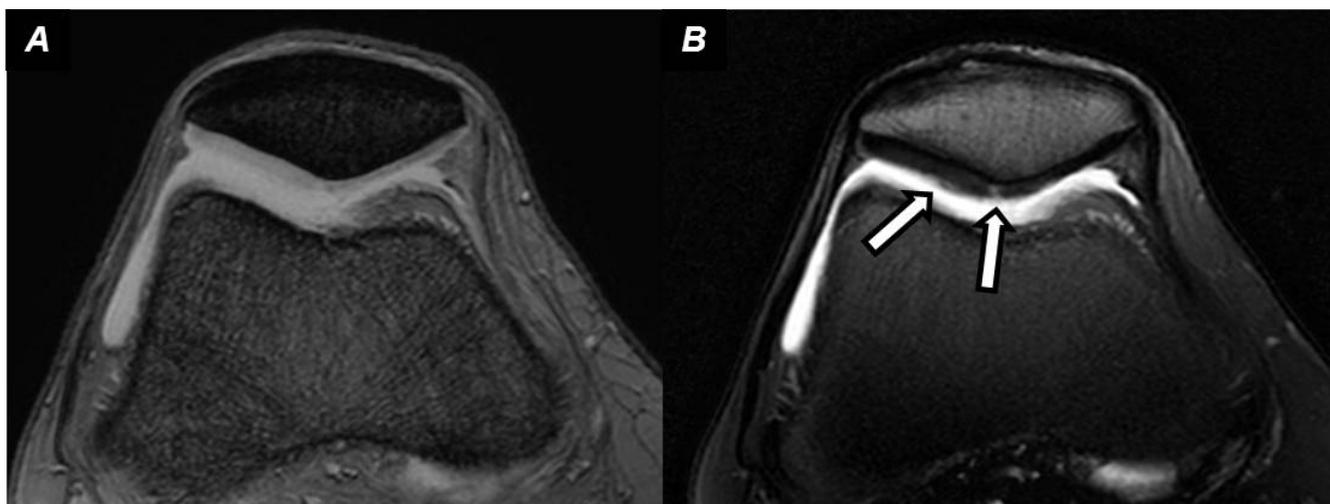
**Fig. 12:** A. Axial T2 FFE sin claras anomalías a nivel de superficies articulares patelares. B. Axial DWI muestra un tenue incremento lineal de intensidad de señal para valores b altos (800 s/mm<sup>2</sup>), flecha. C. Mapa ADC codificado en color muestra aumento de valores ADC (área roja, flecha) compatible con incremento en la difusión del agua libre por pérdida de fibras de colágeno a dicho nivel.



**Fig. 13:** A. Axial T2 FFE muestra una mínima alteración difusa de la intensidad de señal a nivel faceta articular externa(flecha). B. T2 mapping detecta importante incremento del tiempo de relajación a dicho nivel (area azul, flecha) por pérdida de colágeno. C la secuencia de difusión muestra incremento de intensidad de señal que se correlaciona con incremento de los valores ADC compatible con incremento en la difusividad del agua igualmente por pérdida de colágeno.

**Fig. 14:** Esquema bases físicas transferencia de magnetización. La aplicación de un pulso no selectivo de RF sobre el pool de macromoléculas condiciona una transferencia de energía (magnetización) de éstas sobre el pool de agua libre modificando su tiempo de relajación T2.

**Fig. 15:** Esquema bases físicas transferencia de magnetización en cartílago. La presencia de una matriz extracelular íntegra supone que, tras aplicar pulso de RF sobre ésta, se transfiere energía al pool de agua libre limitando su tiempo T2. Cuando existe pérdida de matriz extracelular, no se lleva a cabo dicha transferencia sobre el agua libre mostrando esta un tiempo T2 mayor, por lo tanto aumenta el contraste entre las zonas de condromalacia y resto de cartílago sano.

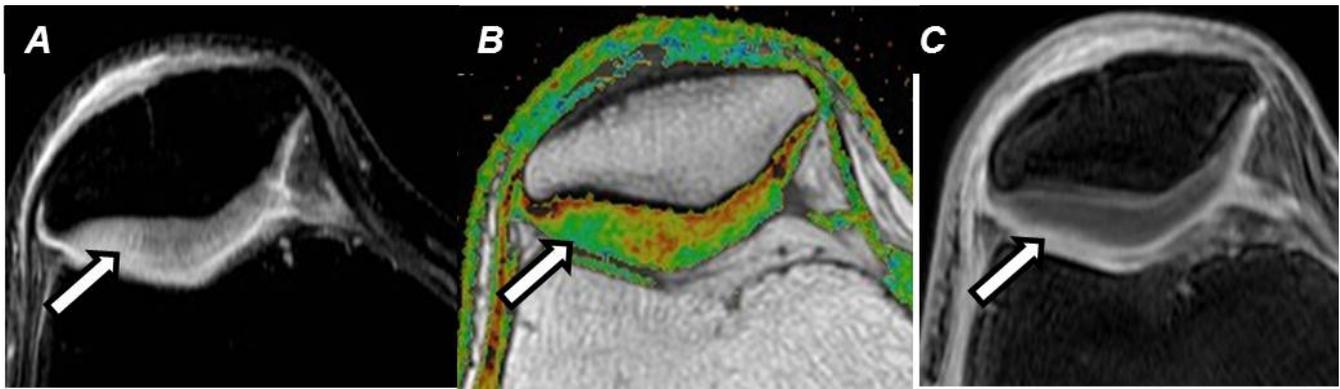


**Fig. 16:** A. Axial T2 FFE sin claras alteraciones en la configuración del cartílago rotuliano. B. Axial T2 con transferencia de magnetización revela la existencia de dos pequeños focos de condromalacia (flechas) que se perciben mejor al encontrarse saturado el resto de cartílago sano gracias a la existencia de un componente macromolecular del espacio extracelular preservado

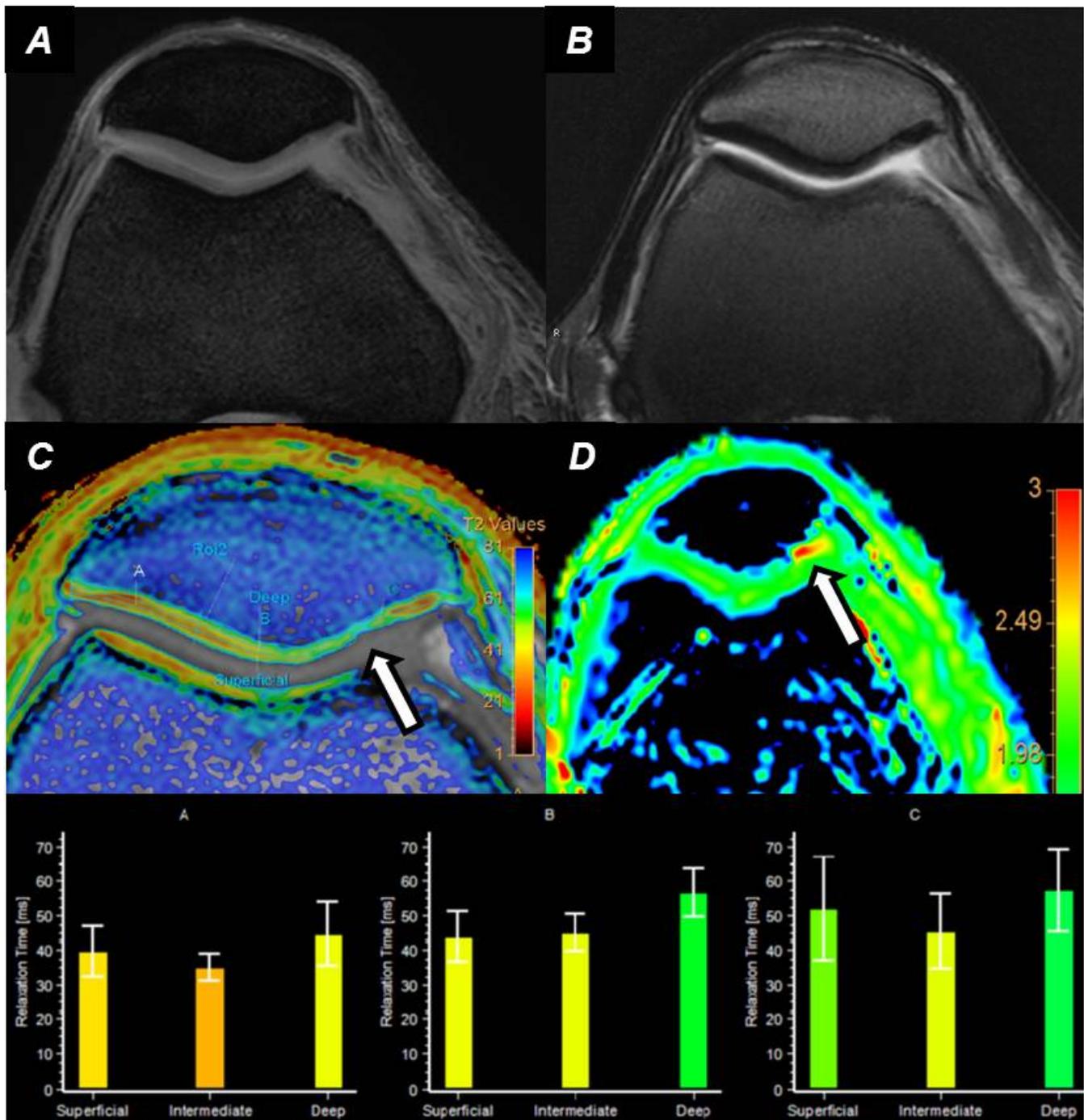
**Fig. 17:** Esquema bases físicas técnica de Na<sup>+</sup> para la valoración de cartílago. La presencia de Na<sup>+</sup>, y por tanto, la intensidad de señal asociada del cartílago, va ligada a la existencia de GSG. La pérdida de GSG condiciona depleción de la concentración de Na<sup>+</sup> y por tanto una menor intensidad de señal en el estudio de RM usando dicho compuesto.

	Objetivo a valorar	Necesidad de contraste	Uso clínico	Tiempo exploración
<b>2D FFE, TSE...</b>	Defectos cartílago	-	+++++	++
<b>3D SPGR, SSFP...</b>	Volumen cartílago	-	+++	+++
<b>Transf. Magnet.</b>	Colágeno >>> PG	-	++++	++
<b>T2 mapping</b>	Colágeno	-	+++	++++
<b>T1 rho</b>	PG / GAG	-	+	++++
<b>dGEMRIC</b>	PG / GAG	+	+	+++++
<b>DWI</b>	GAG	-	+/-	++
<b>Sodio</b>	GAG	-	-	+++++

**Fig. 18:** Tabla resumen principales técnicas para la valoración con RM de cartílago articular.



**Fig. 19:** A. Axial T2 FFE muestra foco de alteración de intensidad de señal en faceta patelar externa. B. T2 mapping detecta aumento de tiempo de relajación T2 en dicha localización. C. dGEMRIC no evidencia captaciones patológicas a dicho nivel. Los hallazgos sugieren condromalacia por pérdida de fibras de colágeno aunque con GSG preservados, lo cual puede ayudar a instaurar un tratamiento más preciso.



**Fig. 20:** A. Axial T2 FFE muestra foco de alteración de intensidad de señal en cartílago patelar (flecha) B. Axial T2 con transferencia de magnetización identifica con mayor claridad dicho foco. C. T2 mapping detecta aumento de tiempo de relajación T2 en dicha localización de forma más extensa que lo aparentemente valorable en secuencias morfológicas incluso en capas profundas. D. Mapa ADC muestra incremento focal de difusividad del agua a dicho nivel (área roja).

## Conclusiones

La inclusión de técnicas avanzadas para la valoración del cartílago articular nos permite un mejor conocimiento de los mecanismos fisiopatológicos subyacentes así como un diagnóstico más precoz de la patología articular.

## Bibliografía / Referencias

1. Crema MD, Roemer FW, Marra MD, Burstein D, Gold GE, Eckstein F, et al. Articular cartilage in the knee: current MR imaging techniques and applications in clinical practice and research. *Radiographics*. 2011;31(1):37–61.
2. Van Dyck P, Vanhevel F, Vanhoenacker FM, Wouters K, Grodzki DM, Gielen JL, et al. Morphological MR imaging of the articular cartilage of the knee at 3 T—comparison of standard and novel 3D sequences. *Insights Imaging* [Internet]. 2015;285–93.
3. Jungius K-P, Schmid MR, Zanetti M, Hodler J, Koch P, Pfirrmann CWA. Cartilaginous defects of the femorotibial joint: accuracy of coronal short inversion time inversion-recovery MR sequence. *Radiology* [Internet]. 2006;240(2):482–8.
4. Disler DG, McCauley TR, Kelman CG, Fuchs MD, Ratner LM, Wirth CR, et al. Fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of hyaline cartilage defects in the knee: Comparison with standard MR imaging and arthroscopy. *Am J Roentgenol*. 1996;167(1):127–32.
5. Duc SR, Pfirrmann CWA, Schmid MR, Zanetti M, Koch PP, Kalberer F, et al. Articular cartilage defects detected with 3D water-excitation true FISP: prospective comparison with sequences commonly used for knee imaging. *Radiology* [Internet]. 2007;245(1):216–23.
6. Kijowski R, Davis KW, Woods MA, Lindstrom MJ, De Smet AA, Gold GE, et al. Knee joint: comprehensive assessment with 3D isotropic resolution fast spin-echo MR imaging--diagnostic performance compared with that of conventional MR imaging at 3.0 T. *Radiology* [Internet]. 2009;252(2):486–95.
7. Binks D a., Hodgson RJ, Ries ME, Foster RJ, Smye W, McGonagle D, et al. Quantitative parametric MRI of articular cartilage: A review of progress and open challenges. *Br J Radiol*. 2013;86(1023).
8. Athanasiou KA, Darling EM, DuRaine GD, Hu JC, Reddi AH. Structure and Function of Cartilage. In: *Articular Cartilage*. 2013. p. 1–50.
9. Mosher TJ, Liu Y, Torok CM. Functional cartilage MRI T2 mapping: evaluating the effect of age and training on knee cartilage response to running. *Osteoarthritis Cartilage* [Internet]. Elsevier Ltd; 2010;18(3):358–64.
10. Smith HE, Mosher TJ, Dardzinski BJ, Collins BG, Collins CM, Yang QX, et al. Spatial variation in cartilage T2 of the knee. *J Magn Reson Imaging*. 2001;14(1):50–5.
11. Nissi MJ, Mortazavi S, Hughes J, Morgan P, Ellermann J. T2\* Relaxation Time of Acetabular and Femoral Cartilage With and Without Intraarticular Gadopentetate Dimeglumine in Patients With Femoroacetabular Impingement. *Am J Roentgenol* [Internet]. 2015;204(6):W695–700.
12. Wheaton AJ, Casey FL, Gougoutas AJ, Dodge GR, Borthakur A, Lonner JH, et al. Correlation of T1rho with fixed charge density in cartilage. *J Magn Reson Imaging* [Internet]. 2004;20(3):519–25.
13. Tiderius CJ, Olsson LE, Leander P, Ekberg O, Dahlberg L. Delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC) in early knee osteoarthritis. *Magn Reson Med*. 2003;49(3):488–92.
14. Trattinig S, Marlovits S, Gebetsroither S, Szomolanyi P, Welsch GH, Salomonowitz E, et al. Three-dimensional delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC) for in vivo evaluation of reparative cartilage after matrix-associated autologous chondrocyte transplantation at 3.0T: Preliminary results. *J Magn Reson Imaging* [Internet]. 2007;26(4):974–82.
15. Williams A, Gillis A, McKenzie C, Po B, Sharma L, Micheli L, et al. Glycosaminoglycan Distribution in Cartilage as Determined by Delayed Gadolinium-Enhanced MRI of Cartilage (dGEMRIC): Potential Clinical Applications. *Am J Roentgenol*. 2004;182(January):167–72.

16. Bekkers JEJ, Bartels LW, Benink RJ, Tsuchida AI, Vincken KL, Dhert WJA, et al. Delayed gadolinium enhanced MRI of cartilage (dGEMRIC) can be effectively applied for longitudinal cohort evaluation of articular cartilage regeneration. *Osteoarthr Cartil* [Internet]. Elsevier Ltd; 2013;21(7):943–9.
17. Xu J, Xie G, Di Y, Bai M, Zhao X. Value of T2-mapping and DWI in the diagnosis of early knee cartilage injury. *J Radiol Case Rep*. 2011;5(2):13–8.
18. Mamsch TC, Menzel MI, Welsch GH, Bittersohl B, Salomonowitz E, Szomolanyi P, et al. Steady-state diffusion imaging for MR in-vivo evaluation of reparative cartilage after matrix-associated autologous chondrocyte transplantation at 3 tesla-Preliminary results. *Eur J Radiol*. 2008;65(1):72–9.
19. Henkelman RM, Stanisz GJ, Graham SJ. Magnetization transfer in MRI: A review. *NMR in Biomedicine*. 2001. p. 57–64.
20. Welsch GH, Trattning S, Scheffler K, Szomolanyi P, Quirbach S, Marlovits S, et al. Magnetization transfer contrast and T2 mapping in the evaluation of cartilage repair tissue with 3T MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2008;28(4):979–86.
21. Vinogradov E, Sherry AD, Lenkinski RE. CEST: From basic principles to applications, challenges and opportunities. *J Magn Reson*. 2013;229:155–72.
22. Desmond KL, Stanisz GJ. Understanding quantitative pulsed CEST in the presence of MT. *Magn Reson Med*. 2012;67(4):979–90.
23. Zbýn Š, Mlynárik V, Juras V, Szomolanyi P, Trattning S. Evaluation of cartilage repair and osteoarthritis with sodium MRI. *NMR Biomed* [Internet]. 2015;(January)