

Resonancia magnética en 3 T del sistema osteomuscular

3T magnetic resonance imaging of the musculoskeletal system

Juan F. Llano-Serna MD¹, Natasha Mejía-García MD², Víctor D. Calvo-Betancur MSc³, Jorge A. Delgado-de Bedout MD⁴, Jorge M. Sastoque-Gómez MD⁵, José G. Lotero-Robledo MD⁵

Introducción: la resonancia magnética en 3 Tesla (3 T) es una herramienta avanzada de diagnóstico por imagen que, debido a la mejoría en la relación señal-ruido, ha logrado disminuir los tiempos de adquisición y ha aumentado la resolución espacial, lo cual lleva a una mejor calidad de la imagen y mayor certeza diagnóstica. **Objetivo:** describir los hallazgos imaginológicos de la anatomía osteomuscular y algunas lesiones utilizando resonancia magnética de 3 T. **Materiales y métodos:** se realizó un estudio descriptivo en individuos sanos y con lesiones osteomusculares para evaluar las ventajas del uso de la resonancia magnética en 3 T en el sistema musculoesquelético. **Resultados:** se seleccionaron, mediante muestreo por conveniencia, ocho individuos con estudios de resonancia magnética de rodilla, hombro, muñeca, cadera, codo, tobillo o patela, algunos de ellos con alteraciones articulares, de ligamentos y de cartílago, y otros con anatomía normal. Los hallazgos de las imágenes por resonancia magnética en 3 T confirmaron la capacidad de esta técnica para detallar las pequeñas estructuras en las articulaciones y en cartílago. **Conclusión:** el uso de la resonancia magnética en 3 T tiene ventajas por su mayor relación señal-ruido y mayor desvío químico, lo que permite obtener imágenes con mayor resolución para visualizar adecuadamente pequeñas estructuras en grandes o pequeñas articulaciones que no son visualizadas adecuadamente en la resonancia magnética convencional por debajo de 1,5 T.

Palabras clave: espectroscopía de resonancia magnética, sistema musculoesquelético, cartílago articular.

¹ Médico cirujano, radiólogo. Responsable de la línea Musculoesquelético, Grupo de Investigación Instituto de Alta Tecnología Médica. Medellín, Colombia. Correo electrónico: investigacion@iatm.com.co, juanflano@gmail.com

² Médico cirujano, Coomeva Entidad Promotora de Salud S.A. Medellín, Colombia.

³ Gerente de Sistemas de Información en Salud, MSc en Epidemiología. Investigador de proyectos, Grupo de Investigación Instituto de Alta Tecnología Médica. Medellín, Colombia.

⁴ Médico Neurorradiólogo, Departamento de Radiología S.A. – Clínica SOMA. Director científico, Instituto de Alta Tecnología Médica. Responsable de la línea Neuroimagen avanzada, Grupo de Investigación Instituto de Alta Tecnología Médica. Medellín, Colombia.

⁵ Médico, residente de Radiología, Universidad CES. Medellín Colombia.

Conflicto de intereses: los autores declaran que no tienen conflicto de intereses
Medicina & Laboratorio 2014; 20: 383-398

Módulo 19 (Investigación), número 37. Editora Médica Colombiana S.A. 2015[®]

Recibido el 29 de abril de 2015; aceptado el 28 de agosto de 2015

Introduction: Three Tesla magnetic resonance imaging is an advanced diagnostic tool; which due to the signal-to-noise ratio improvement has reduced the acquisition time and has increased spatial resolution, leading to a higher image quality and greater diagnostic certainty. **Objectives:** To describe imaginological findings of musculoskeletal system anatomy and some lesions using 3T magnetic resonance. **Material and methods:** A descriptive study in healthy individuals and with musculoskeletal injuries was conducted to evaluate the advantages of using magnetic resonance imaging at 3T in the musculoskeletal system. **Results:** Eight individuals with magnetic resonance imaging of the knee, shoulder, wrist, hip, knee, ankle or patella, some with joint disorders, ligament and cartilage, and others with normal anatomy were selected by convenience sampling. The findings of magnetic resonance imaging at 3T confirmed the ability of this technique to detail the small structures in the joints and cartilage. **Conclusions:** The use of 3T magnetic resonance imaging present certain advantages due to their high signal to noise ratio and higher chemical shift, allowing obtain images with high resolution to adequately visualized small structures in large and small joints that are not properly displayed in conventional magnetic resonance below 1.5T.

Keywords: magnetic resonance spectroscopy, musculoskeletal system, articular cartilage.

Llano-Serna JF, Mejía-García N, Calvo-Betancur VD, Delgado-de Bedout JA, Sastoque-Gómez JM, Lotero-Robledo JG. Resonancia magnética en 3 T del sistema osteomuscular. *Medicina & Laboratorio* 2015; 21: 383-398.

Desde su introducción, las imágenes de resonancia magnética han sido de importante ayuda en el análisis clínico de la anatomía de casi todas las articulaciones y de diferentes lesiones de los ligamentos y el cartílago articular [1-5]. Esta técnica permite obtener imágenes multiplanares (transversales, coronales, sagitales y oblicuas) y brinda un excelente contraste entre los tejidos blandos, por lo que es considerada una de las herramientas más prometedoras para la evaluación no invasiva del sistema musculoesquelético [1,6,7]. En los últimos años la resonancia magnética en 3 Tesla (3 T) ha tenido considerables avances, presentando una mayor disponibilidad para su uso clínico y gran aceptación, convirtiéndose en una herramienta avanzada de diagnóstico por imagen de alteraciones en diferentes sitios del cuerpo. Las primeras aplicaciones de este tipo de resonancia fueron en neuroimagen, aunque ya se ha demostrado su importancia con buenos resultados en el sistema musculoesquelético [1,2,4,7-9].

El aumento en la relación señal-ruido que ofrece el sistema de resonancia magnética en 3 T disminuye los tiempos de adquisición y aumenta la resolución espacial de las imágenes, lo que permite obtener imágenes de mejor calidad y con cortes más delgados, brindando una mejor visualización de las estructuras intrínsecas y pequeñas y, de esta manera, una mayor certeza diagnóstica [7-12]. Entre las ventajas de disminuir el tiempo de adquisición con el sistema de resonancia magnética en 3 T osteomuscular se encuentra la mejor tolerancia de los pacientes al procedimiento, la disminución de los artefactos de movimiento, que evita tener que repetir las secuencias o asignar nuevas citas para imágenes complementarias, y el aumento del número de pacientes que pueden ser atendidos en las instituciones [7,12-14]. De esta manera, el balance adecuado entre el aumento de la resolución espacial y la disminución en la duración del examen logra no solo aumentar la calidad de la imagen, sino también disminuir el tiempo de permanencia en el equipo, lo que garantiza la satisfacción tanto del médico remitente como de su paciente [14].

La resonancia magnética en 3 T también presenta ciertas desventajas, causadas por el aumento del campo magnético, entre las que se encuentran: a) aumento de la tasa de absorción específica (energía de radiofrecuencia depositada en el paciente por kilogramo de peso corporal), que debe ser controlada para evitar el aumento de la temperatura del tejido analizado por más de 1 °C, b) incremento de los artefactos de desplazamiento químico, que generan que las señales de agua y grasa originadas en un mismo sitio se observen en diferentes posiciones en la imagen, c) aumento de los artefactos de pulsaciones, causados por la señal del flujo sanguíneo y d) incremento de los artefactos de susceptibilidad magnética, que causan la pérdida de la señal en las interfaces de tejido-aire o cerca de los dispositivos ortopédicos metálicos. Otros inconvenientes presentados con la resonancia magnética en 3 T es la prolongación de los tiempos de relajación longitudinal (T1), la reducción de los tiempos de relajación transversal (T2) y la mayor dificultad de mantener la homogeneidad del campo magnético, lo que hace complejo en algunas oportunidades suprimir la señal de la grasa y diferenciar los tejidos [7-9,13-16]. Además, el aumento del campo magnético incrementa el riesgo inherente del examen, especialmente al efecto proyectil causado por la atracción magnética [17].

La resonancia magnética de 1,5 T es excelente para la valoración de las articulaciones; sin embargo, la resonancia magnética en 3 T proporciona una visualización anatómica detallada de la articulación y de otras estructuras como los tendones, el cartílago, el hueso y los ligamentos [7,9,11-13,15,16,18,19]. De igual manera, aunque la resonancia magnética convencional ha sido suficiente para observar grandes lesiones de las articulaciones, en las lesiones pequeñas es necesario incluir un medio de contraste intraarticular (artroresonancia) para su visualización, siendo allí donde la resonancia magnética 3 T ha ganado terreno, gracias al mejoramiento en la valoración de este tipo de lesiones [10,13,18,20]. Estos avances en el campo de la radiología musculoesquelética han permitido su aplicación clínica con numerosos beneficios, permitiendo una mejor visualización tanto de la anatomía como de las lesiones osteomusculares [1,3,8]. No obstante, existen algunos desafíos técnicos que deben ser considerados y entendidos para lograr consolidar a la resonancia magnética en 3 T como una herramienta importante para el diagnóstico de los trastornos del sistema musculoesquelético [1,7].

El objetivo del presente estudio fue describir los principales hallazgos imaginológicos por resonancia magnética en 3 T de la anatomía del sistema musculoesquelético y la caracterización de diferentes lesiones osteomusculares, que sirvan como herramienta para el personal médico en formación y los profesionales del área de las imágenes.

Materiales y métodos

Se realizó un estudio descriptivo de ocho individuos de diferentes edades, en quienes se practicaron diferentes estudios de resonancia magnética de rodilla, hombro, muñeca, cadera, codo, tobillo o patela, elegidos mediante muestreo por conveniencia a partir de las imágenes osteomusculares para evaluar las características anatómicas de los diferentes componentes del sistema musculoesquelético en condiciones normales o ante alguna lesión, detallando las propiedades de las técnicas de adquisición de imágenes y los diagnósticos clínicos e imaginológicos más representativos obtenidos en equipos de 3 T en la Fundación Instituto de Alta Tecnología Médica (IATM), Medellín, Colombia.

Para la adquisición de las imágenes se utilizó un resonador magnético de 3 T Philips Ingenia (Philips Healthcare, Best, Holanda). El protocolo de estudio incluyó la obtención de imágenes 2D y 3D en los planos axial, sagital y coronal en T1, T2, densidad de protones, T2 con supresión grasa y densidad de protones con supresión grasa. Los tiempos de las secuencias dependieron de la articulación a evaluar, los cuales variaron entre tres y cuatro minutos. Además, se utilizaron bobinas de superficie que fueron seleccionadas según el tamaño de la articulación a evaluar. Todas las imágenes fueron evaluadas por radiólogos con un mínimo de 10 años de experiencia, dedicados principalmente a la línea de radiología osteomuscular.

Previa revisión, aprobación y autorización por parte del comité de ética institucional, se accedió a la información de los registros clínicos recopilados en el RIS (del inglés, *Radiology Information System*) y del PACS (del inglés, *Picture Archiving and Communication System*). La investigación se clasificó de acuerdo con la declaración internacional de Helsinki, el Informe Belmont y la resolución colombiana 8430 de 1993 del Ministerio de Salud como una investigación sin riesgos biológicos, fisiológicos, psicológicos y sociales. Además, se tuvo en cuenta la resolución colombiana 1995 de 1999 por la cual se establecen normas para el manejo de la historia clínica.

Resultados

Resonancia magnética articular

Rodilla

La evaluación de los meniscos por resonancia magnética en un equipo de 1,5 T presenta un alto desempeño diagnóstico, inclusive superior al examen físico [21]; sin embargo, en un equipo de 3 T las lesiones meniscales tienen mayor certeza y confianza diagnóstica, debido a que proveen una mejor ilustración al ortopedista del tipo de lesión. En uno de los individuos sin lesiones incluidos en este estudio las imágenes en 3 T de rodilla mostraron las estructuras anatómicas pequeñas así como la morfología interna del menisco (véase [figuras 1A, 1B y 1C](#)), las cuales no se visualizan fácilmente en los estudios en equipos de 1,5 T.

Por otro lado, el estudio de los ligamentos cruzados con las imágenes convencionales obtenidas en un equipo de 1,5 T es bueno; no obstante, para diferenciar las lesiones parciales o crónicas, la sensibilidad y la especificidad en 1,5 T presenta valores más bajos en comparación con un equipo de 3 T [22]. La valoración de la esquina posterolateral y posteromedial ha presentado mejoría con el uso de equipos de resonancia magnética en 3 T debido a su mayor resolución, lo que permite evaluar mucho mejor las esquinas y las estructuras que las componen [11,23]. En el individuo sin lesiones osteomusculares en rodilla, las imágenes en 3 T también confirmaron que se puede observar la esquina posterolateral con detalle, apreciándose adecuadamente la inserción peroneal del ligamento poplíteo fibular (véase [figura 1C](#)).

Otra ventaja de la resonancia magnética en 3 T es la posibilidad de tener imágenes isotrópicas, lo cual permite realizar reconstrucciones multiplanares anguladas o en la orientación ideal de los meniscos o ligamentos cruzados, lo que permite al ortopedista disponer de mayor información sobre las lesiones y, de esta manera, realizar un mejor planeamiento quirúrgico [11]. En el mismo individuo presentado, la resonancia magnética 3 T permitió la reconstrucción en el plano coronal oblicuo para visualizar en toda su extensión el ligamento cruzado anterior (véase [figura 1D](#)).

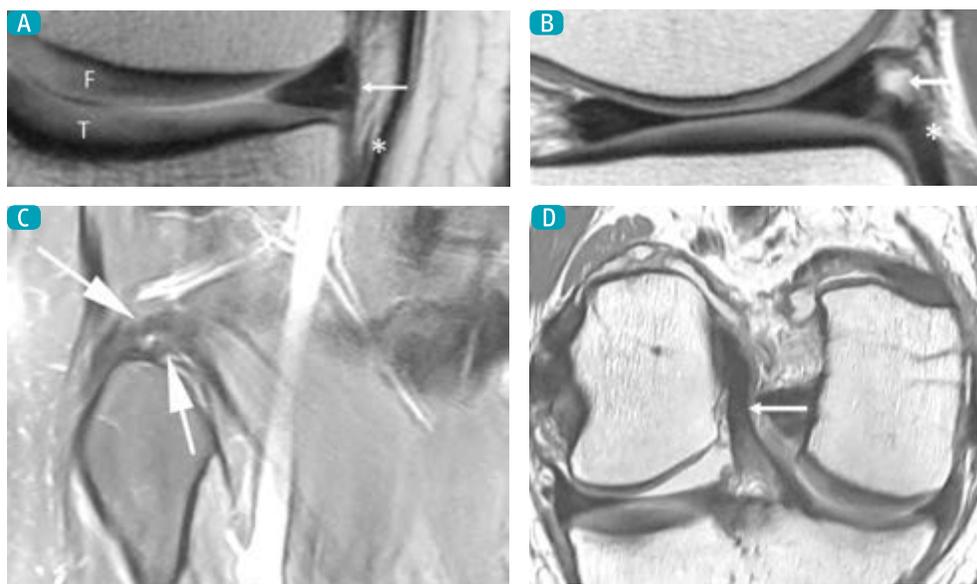


Figura 1. Imágenes en 3 T de rodilla de un individuo adulto sin lesiones osteomusculares. **A.** Imagen coronal en densidad de protones donde se visualiza con detalle el cuerpo del menisco medial (flecha), el ligamento colateral medial (*) y los cartílagos articulares femoral (F) y tibial (T). **B.** Imagen sagital en densidad de protones donde se aprecia el menisco externo (flecha) con morfología normal y sus inserciones posteriores (*). **C.** Imagen coronal en densidad de protones con supresión grasa en la cual se muestra la inserción peroneal del ligamento poplíteo fibular (flechas). **D.** Reconstrucción coronal oblicua a partir de la imagen volumétrica (3D) isotrópica en densidad de protones para visualizar el ligamento cruzado anterior en toda su extensión en este plano (flecha).

Hombro

La resonancia magnética de 1,5 T para la evaluación del hombro doloroso tiene una excelente sensibilidad y especificidad, especialmente para la evaluación del manguito rotador; sin embargo, en pacientes con hallazgos cuestionables o en la diferenciación de la ruptura parcial o completa tiene limitaciones, lo que hace que la resonancia de alto campo (3 T) sea de mayor utilidad debido a su mayor sensibilidad y especificidad [24], como lo visto en las imágenes del individuo de la [figura 2A](#), en las que se aprecia una ruptura parcial del supraespinoso comprometiendo la superficie articular (ruptura tipo PASTA). Dado que el artefacto de susceptibilidad magnética es mucho mayor en el sistema 3 T se pueden evaluar los depósitos de calcio en estadios iniciales antes de ser visualizados por placa simple [8].

Para la valoración del labrum glenoideo, especialmente en pacientes con inestabilidad, la resonancia magnética en 3 T puede ser importante debido a que con la mejoría en la resolución puede suplir las deficiencias de la imagen convencional para la evaluación de las pequeñas estructuras (véase ejemplo [figura 2B](#)) o de las lesiones de poco tamaño como las lesiones Bankart cartilaginosas o lesiones SLAP (del inglés, *superior labrum anterior to posterior*), tal como se pudo observar en las imágenes de otro individuo en el que se presenta hiperintensidad y mala definición del labrum superior por lesión tipo SLAP (véase [figura 2C](#)). Lo anterior puede disminuir el número de artroresonancias de los pacientes con hallazgos dudosos por resonancia magnética convencional [25].

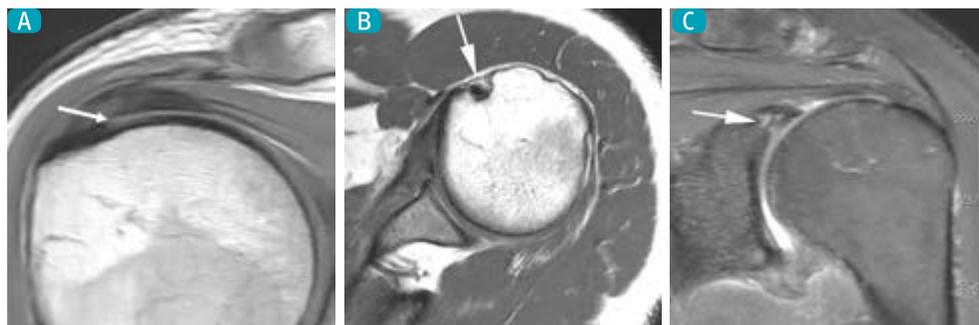


Figura 2. Imágenes en 3 T de hombro. **A.** Imagen coronal en densidad de protones de un individuo con hiperintensidad del supraespinoso con mala definición de la superficie articular por ruptura parcial (PASTA) (flecha). **B.** Imagen axial T1 donde se señala (flecha) el ligamento transverso en un individuo sano. **C.** Imagen coronal en densidad de protones de un individuo con hiperintensidad e irregularidad del labrum superior (flecha) por lesión tipo SLAP.

Muñeca

Al comparar las imágenes de alta resolución (3 T) con la resonancia magnética convencional a 1,5 T se observa una mejora notoria en la certeza diagnóstica, especialmente en las pequeñas articulaciones [26]. De esta manera, las imágenes en equipos de 3 T, al mejorar la resolución, permiten una mayor evaluación del fibrocartilago triangular, los ligamentos, el cartilago y las estructuras nerviosas [27]. En las imágenes de muñeca de un individuo adulto, incluido en este estudio, se visualizan claramente el fibrocartilago triangular y el ligamento escafoideo semilunar, sin evidencia de patología (véase figura 3A) y se definen adecuadamente los diferentes haces del nervio mediano, los cuales miden aproximadamente entre 0,3 mm y 0,5 mm (véase figura 3B).

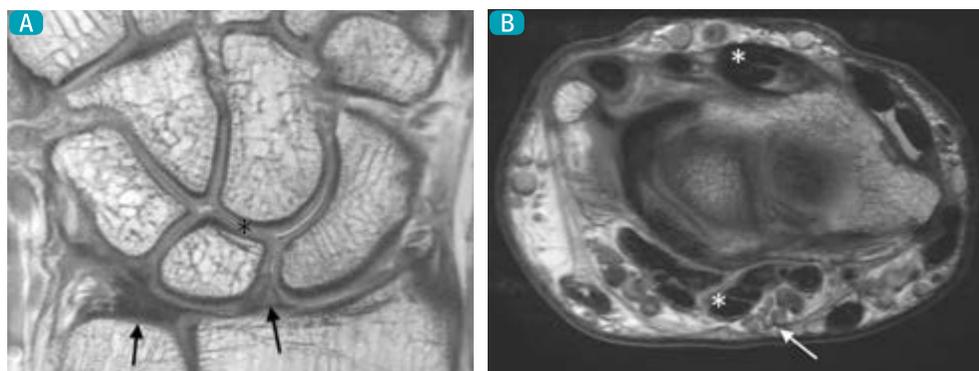


Figura 3. Imágenes en 3 T de muñeca de un individuo adulto sin lesiones osteomusculares. **A.** Imagen coronal de gradiente eco del campo rápido T2 (FFE T2; del inglés, *fast field echo T2*), donde se observa con buena resolución el fibrocartilago triangular (flecha izquierda) y el ligamento escafoideo semilunar (flecha derecha). También se aprecia con buena resolución el cartilago articular de los huesos del carpo (asterisco). **B.** Imagen axial en densidad de protones, en la cual se observan los diferentes haces del nervio mediano (flecha). También se visualizan adecuadamente los diferentes tendones de los compartimentos extensor y flexor (asteriscos).

Cadera

La imagen de resonancia magnética convencional en 1,5 T es de poca utilidad para evaluar el labrum acetabular y el cartilago articular, debido a que presenta una baja sensibilidad, lo que

implica que la artroresonancia sea indispensable para la evaluación de las alteraciones en estas estructuras de la cadera. La mejoría de la resolución espacial con la resonancia magnética en 3 T permite una mejor visualización de estas estructuras, lo cual podría llegar a disminuir el número de artroresonancias realizadas [28]. En las imágenes de cadera de uno de los individuos estudiados, que presentaba síntomas de pinzamiento femoroacetabular, se pudo apreciar irregularidad y líquido extendiéndose al labrum posterior (véase [figura 4A](#)) y superior por lesión tipo 3B de la clasificación de Czerny (véase [figura 4B](#)) y franca pérdida del cartílago articular a nivel de la interfase condrolabral y la cabeza femoral en la región superior (véase [figura 4C](#)).



Figura 4. Imágenes en 3 T de cadera de un individuo con síntomas de pinzamiento femoroacetabular. **A.** Imagen axial en densidad de protones con supresión grasa, donde se observa pequeña ruptura del labrum posterior (flecha). **B.** Imagen coronal T2 con supresión grasa mostrando ruptura tipo 3B (clasificación de Czerny) del labrum superior (flecha). **C.** Imagen coronal T2 con supresión grasa, que demuestra con claridad la franca pérdida del cartílago articular acetabular y femoral (flecha).

Codo

En la evaluación del codo la mejoría con la resonancia magnética en 3 T se basa igualmente en el aumento de la resolución espacial, lo que permite una buena evaluación de las estructuras pequeñas como los ligamentos y el cartílago articular [29], como se observó en las imágenes de uno de los individuos de este trabajo que no presentaba lesiones osteomusculares en codo y en quien se obtuvo una adecuada visualización de las estructuras mencionadas (véase [figura 5A](#) y [5B](#)).

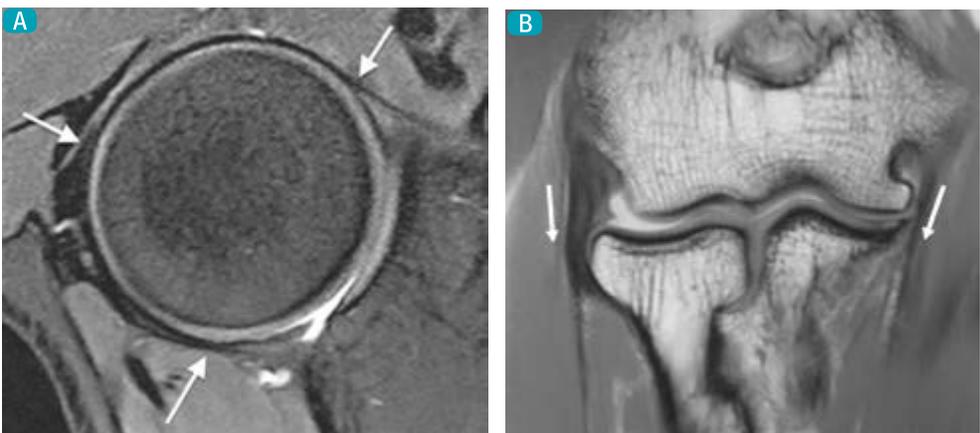


Figura 5. Imágenes en 3 T de codo de un individuo sin lesiones osteomusculares. **A.** Imagen axial en densidad de protones con supresión grasa a nivel de la cabeza del radio en el codo, donde se observa con buena resolución el ligamento anular del radio en toda su extensión (flechas). **B.** Imagen coronal en densidad de protones, donde se visualiza adecuadamente el cartílago articular así como los ligamentos colaterales (flechas).

Tobillo

La resonancia magnética 3 T, al aumentar la resolución, mejora la visualización de las estructuras ligamentarias alrededor del tobillo, como se pudo apreciar en las imágenes de los casos de dos individuos sin lesiones osteomusculares incluidos en este estudio, donde se pueden observar con gran detalle los ligamentos peroneo astragalino anterior (véase figura 6A) y posterior (véase figura 6B). Las demás estructuras presentan una adecuada visualización en la imagen convencional de 1,5 T [30].

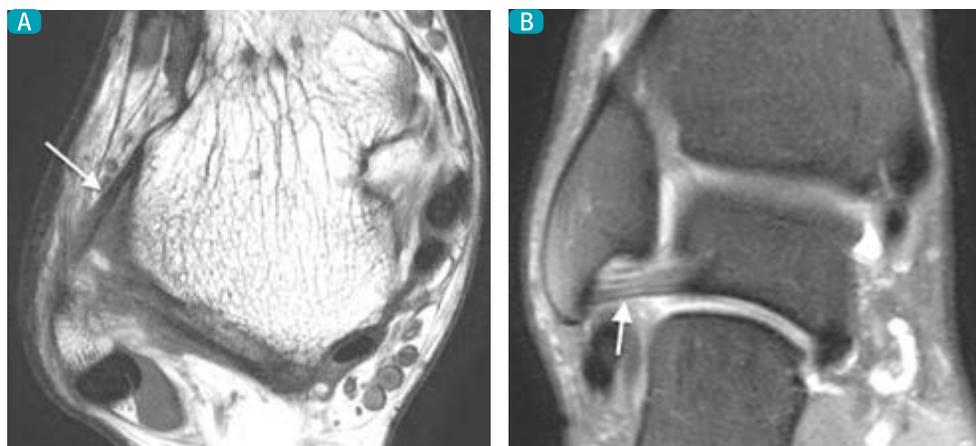


Figura 6. Imágenes en 3 T de codo de dos individuos sin lesiones osteomusculares. **A.** Imagen axial en T1, que muestra con buen detalle el ligamento talofibular anterior (flecha). **B.** Imagen coronal en densidad de protones con supresión grasa mostrando las diferentes fibras del ligamento talofibular posterior (flecha).

Cartílago

Actualmente los objetivos de la evaluación del cartílago por resonancia magnética son mostrar la información morfológica de los defectos condrales completos o parciales, o las fisuras, y detectar los cambios en la intensidad de la señal, lo cual puede sugerir degeneración temprana del cartílago o el riesgo de sufrir erosión condral. Igualmente, las nuevas secuencias para cartílagos permiten evaluar la composición y la fisiología de los cartílagos que se encuentran en riesgo de presentar alteraciones morfológicas [31]. El aumento de la resolución espacial, la relación señal-ruido y el contraste debido a la resonancia magnética en 3 T permiten que la evaluación morfológica del cartílago tenga una mayor certeza, ya que posibilita evaluar claramente el tamaño, la localización y la profundidad de los defectos, aún si son de pocos milímetros de espesor [32]. De igual manera, esta herramienta posibilita evaluar la interface entre el cartílago y el hueso subcondral; además, detectar de mejor manera los cambios sutiles en la intensidad de la señal interna y en la composición y fisiología de los cartílagos, debido a la mayor sensibilidad para detectar los cambios en la composición de los glicosaminoglicanos, el colágeno y el agua; elementos detectables con las secuencias de difusión, mapas de T2, T1 Rho o imágenes T1 con gadolinio [31].

En las imágenes de resonancia magnética 3 T de cartílago de uno de los individuos de este trabajo se observó una morfología y una intensidad de la señal normal de la patela (véase

figura 7A). En contraste, en las imágenes de otro individuo se pudo observar un defecto condral parcial (fisura) del cartílago articular debido a una condromalacia grado 2, en las que se observan claros cambios morfológicos y en la intensidad de la señal condral de la superficie patelar y femoral (véase figura 7B).

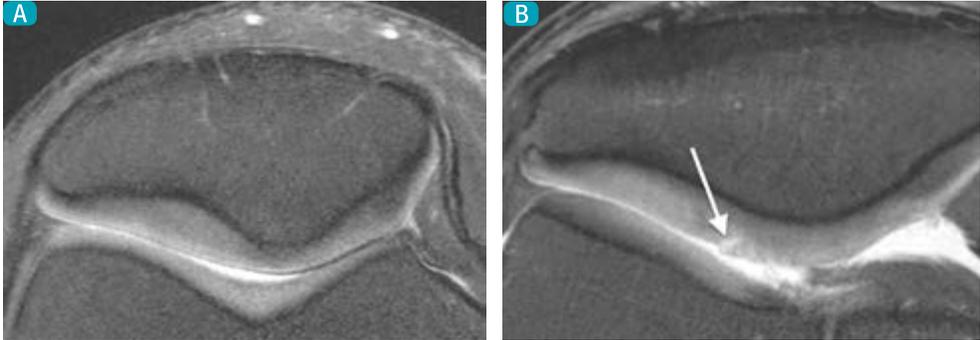


Figura 7. Imágenes en 3 T de cartílago. **A.** Imagen axial de densidad de protones con supresión grasa de la articulación patelofemoral de un individuo sin lesiones osteomusculares, donde se observa el cartílago articular con morfología e intensidad de señal normal en la región inferior de la patela y fémur. **B.** Imagen axial en región superior de la patela de un individuo con condromalacia grado 2, donde se observa una pequeña fisura superficial del cartílago articular (flecha).

Consideraciones de la resonancia magnética osteomuscular en 3 T

Resonancia magnética en pediatría

La imagen de resonancia de alto campo en pacientes pediátricos presenta una notoria mejoría debido al aumento en la relación señal-ruido de la resonancia magnética en 3 T, lo cual permite obtener cortes delgados y campos de visión pequeños, aumentando la resolución de la imagen de manera significativa; además, al disminuir el tiempo de adquisición se mejora la tolerancia del paciente pediátrico, lo que permite disminuir el número de sedaciones en esta población o reducir el tiempo de anestesia [15].

Espectroscopia en 3 T

La espectroscopia por resonancia magnética ha sido ampliamente usada a nivel del sistema nervioso central y se está comenzando a usar en otros sistemas como el musculoesquelético [33]. En la resonancia magnética de 1,5 T se ha demostrado que la espectroscopia es muy confiable, pero en equipos de 3 T las ventajas de la mayor relación señal-ruido, la mayor resolución y el mayor artefacto de desvío químico, aspectos fundamentales en la imagen por espectroscopia, mejora notoriamente la confiabilidad de este tipo de imágenes [34]. El objetivo de la espectroscopia se encuentra más enfocado a entender los mecanismos fisiológicos o patofisiológicos que hacer diagnóstico radiológico como tal. Las principales indicaciones de la evaluación espectroscópica del sistema musculoesquelético son: a) el estudio de miopatías, b) evaluar la respuesta del músculo al ejercicio, c) visualizar la resistencia a la insulina, d) diferenciar un tumor benigno de uno maligno, e) ver la respuesta de tumores y leucemias al tratamiento y f) diagnosticar la infiltración de la médula ósea [33].

Artroresonancia y 3 T

Actualmente existe bastante controversia en la literatura sobre si el uso de la resonancia magnética de alto campo reemplaza a la artroresonancia directa. La mejoría en la resolución de la resonancia magnética en 3 T impacta notablemente la calidad de la imagen; sin embargo, hasta ahora se comenzaron a revisar los trabajos realizados para establecer si reemplaza o no a la artroresonancia. Lo que sí está claro es que esta herramienta mejora la visualización de las estructuras pequeñas y las lesiones sutiles, lo que podría disminuir la necesidad de realizar artroresonancias en los casos que son no concluyentes o confusos en la resonancia magnética convencional [28].

Discusión

La resonancia magnética ha sido considerablemente utilizada desde su introducción para la valoración del sistema musculoesquelético, permitiendo la obtención de imágenes multiplanares de las articulaciones y con excelente contraste de los tejidos blandos, consolidándose así como una de las principales modalidades para la evaluación no invasiva de este sistema [1-7]. La resonancia magnética en 3 Tesla ha ganado rápidamente la aceptación y aplicación clínica en los últimos años, mostrando grandes avances en neuroimagen. Actualmente, esta herramienta se encuentra disponible para la evaluación de diferentes áreas del cuerpo, entre ellas el sistema musculoesquelético, en el que ha mostrado ciertas ventajas como la mejor calidad de la imagen y la mayor precisión diagnóstica [1,2,4,7-9,12].

La principal ventaja de la resonancia magnética en 3 T en el sistema musculoesquelético es el aumento de la relación señal-ruido, que disminuye el tiempo de adquisición y mejora la resolución espacial [2,7-13], lo que permite obtener imágenes mejores y con más detalle del hueso, los cartílagos articulares, los tendones y los ligamentos, respecto a las técnicas convencionales [4,7-12,14,16,18,20,35]. Además, garantiza un mayor rendimiento en el diagnóstico de los trastornos del sistema musculoesquelético, que a su vez se traduce en un mejor tratamiento del paciente [4,7-9,11,18], y ayuda a definir la planificación preoperatoria en casos de lesiones subcondrales y de meniscos [8,9,12,18]. Por su parte, la relación contraste-ruido ha demostrado ser mayor en la resonancia magnética 3 T que en la resonancia magnética 1,5 T, lo que permite una mejor diferenciación entre el músculo y el hueso, el hueso y el cartílago, y el cartílago y el líquido [4,7,8,13,16,18,19,36].

El rendimiento de los sistemas de resonancia magnética 3 T depende fundamentalmente de la adaptación exitosa en los tiempos de relajación (T1 y T2) del tejido, el aumento absoluto de la diferencia en el desplazamiento químico entre el agua y la grasa (en hercios (Hz)) y el control del posible aumento de la tasa de absorción específica de radiofrecuencia [7,36]. Además, se debe tener en cuenta que el aumento del campo magnético en los sistemas 3 T puede generar en las imágenes obtenidas artefactos de desvío químico, de pulsaciones y de susceptibilidad magnética [7,13-15], así como artefactos de movimiento y reducción del contraste T1 entre los tejidos, debido a la prolongación del tiempo de relajación en T1 y el desenfoque causado por el acortamiento del tiempo de relajación en T2 [8,15]. En los sistemas 3 T el incremento en el tiempo de relajación T1 en los tejidos musculoesqueléticos y en el líquido sinovial es alrededor del 20% y en el cartílago aproximadamente del 15% en comparación con los sistemas 1,5 T, mientras que la disminución del tiempo de relajación en

T2 es cercano al 10% en el tejido musculoesquelético y el cartílago, y aproximadamente del 37% en el líquido sinovial en 3 T respecto a 1,5 T [15,36].

Una de las estrategias para reducir la tasa de absorción específica, los artefactos de susceptibilidad magnética y el desenfoque, conservando los tiempos cortos de adquisición y la alta resolución en los sistemas 3 T es el uso de las imágenes en paralelo, que reducen el número de pulsos de radiofrecuencia necesarios para obtener las imágenes [1,2,7-9,13-15]. Por su parte, la solución para mantener un contraste en T1 en la resonancia magnética en 3 T que sea equivalente al de 1,5 T es aumentar el tiempo de repetición (intervalo de tiempo entre pulsos de radiofrecuencia sucesivos) mientras que para compensar la reducción del tiempo de relajación en T2 se requiere aplicar tiempos de eco (intervalo de tiempo entre la aplicación del pulso de radiofrecuencia y la obtención de la señal de resonancia magnética o eco) más cortos [7,9,13,15].

La frecuencia del campo de radiofrecuencia se duplica en los sistemas 3 T debido al aumento en la frecuencia de precesión (frecuencia de Larmor) que pasa de 64 MHz en un escáner 1,5 T a 128 MHz en un escáner 3 T, lo que hace que sea más susceptible a características de rendimiento alteradas y a pérdidas térmicas que resultan en un aumento del ruido y la distorsión de la señal; además, produce un acortamiento de la longitud de onda que lleva a que la homogeneidad del campo magnético sea más difícil de mantener. El desplazamiento químico entre la grasa y el agua en 3 T es dos veces el valor de este en 1,5 T (440 Hz frente 220 Hz) [8,15], lo que implica que los artefactos de desplazamiento químico a lo largo del gradiente de lectura sean más acentuados [9]. Para contrarrestar este efecto se duplica el ancho de la banda receptora, lo que cambia la escala de la matriz de píxeles y reduce el desplazamiento químico a la misma cantidad que en el sistema 1,5 T [8]. El aumento del ancho de banda también puede aumentar el número de cortes adquiridos, reducir los artefactos de metal, acortar los tiempos de eco y reducir el espacio eco [1,2].

La mayoría de estudios clínicos han encontrado que las imágenes musculoesqueléticas en resonancia magnética en 3 T suelen ser mejores respecto a otras técnicas convencionales [11,36] y con alta correspondencia con los hallazgos artroscópicos [10,11]. El cartílago articular de la rodilla, el labrum glenoideo del hombro, el fibrocartílago triangular de la muñeca y el labrum y el cartílago de la articulación coxofemoral, y las pequeñas articulaciones, conforman los principales blancos de aplicación clínica de la resonancia magnética en 3 T, con una mayor confianza en el diagnóstico que se traduce en un mejor manejo del paciente [4,9,16,18,19]. Además, el mejor contraste de los tejidos blandos proporcionado por la resonancia magnética en 3 T permite una evaluación más precisa de la médula ósea y la infiltración de los tejidos blandos adyacentes, lo que la hace especialmente útil en el ámbito de la oncología, suministrando imágenes finas de alta resolución para la evaluación de la estadificación del tumor y la recidiva con una mayor precisión [16,37].

En la rodilla, la resonancia magnética 3 T mejora la visualización de la anatomía y aumenta la precisión diagnóstica de las lesiones al ofrecer imágenes de mayor calidad que permiten observar con mejor detalle las diferentes estructuras [8,9,11,12,18,36]. El sistema 3 T ha demostrado tener una alta sensibilidad, especificidad y precisión, en comparación con el sistema 1,5 T y mediante confirmación artroscópica, para la evaluación de las lesiones de meniscos [10,38], del ligamento cruzado anterior [10] y del cartílago articular [11]. Debido

a la alta resolución y al aumento de la relación contraste-ruido la visualización de la placa subcondral mejora significativamente en 3 T [8]. A su vez, la mejor resolución espacial en 3 T es importante para la visualización de pequeñas estructuras de la rodilla como las esquinas posterolaterales y posteromediales [9], que son estabilizadores anatómicos complejos y cuya correcta evaluación es crucial para evitar el fracaso de los procedimientos de reconstrucción en los ligamentos [39].

En hombro, la resonancia magnética 3 T es particularmente útil para visualizar las rupturas totales o parciales del tendón supraespinoso [40] y los desgarros del labrum superior, anterior y posterior en ausencia de contraste articular [25], con una alta sensibilidad y especificidad en comparación con la artroscopia. Dado que el manguito de los rotadores se puede evaluar bien en los sistemas 1,5 T, la mejora en la precisión en 3 T es leve; sin embargo, los desgarros se aclaran bien en los exámenes por resonancia magnética en 3 T, con una excelente resolución anatómica y contraste entre el fluido dentro del desgarró y el tendón involucrado. Por su parte, los sistemas de 1,5 T tienen una baja sensibilidad y especificidad en la identificación de las lesiones del labrum glenoideo, las cuales pueden ser visualizadas más fácilmente con los sistemas 3 T [18]. En conclusión, la resonancia magnética en 3 T es altamente sensible, específica y precisa en el diagnóstico de las lesiones del hombro, ayudando en el diagnóstico, la planificación terapéutica, y el seguimiento [3]; además, reduce, aunque no sustituye por completo, la necesidad de los procedimientos artrográficos [9].

El aumento en la calidad de las imágenes en 3 T en comparación con las obtenidas en 1,5 T ha sido descrito para el fibrocartilago triangular, los ligamentos del carpo [18,19,26,41] y los nervios mediano y cubital [19,26] de la muñeca, lo que permite una mayor precisión diagnóstica y reducir la necesidad de procedimientos artrográficos, aunque no los reemplaza completamente [9,18]. De igual forma, el síndrome de impactación cubital, una causa común de dolor en el lado cubital de la muñeca, se observa con mayor detalle en la resonancia magnética 3 T [8]. Este sistema también contribuye a la observación de las lesiones del hueso escafoides y de quistes ganglionares en la muñeca [16]. Las lesiones de la articulación de la cadera o coxofemoral han sido exitosamente estudiadas con la resonancia magnética, proporcionando información precisa de la necrosis avascular de la cabeza femoral, el edema medular y las fracturas por insuficiencia [9,18]. Algunos autores han descrito que la apariencia del cartilago de la cabeza femoral y de la fosa acetabular mejora con los sistemas 3 T [18], aunque la principal contribución de este tipo de resonancia magnética es el estudio del labrum acetabular, donde el aumento de la relación señal-ruido permite obtener imágenes más detalladas, sin utilizar material de contraste y de forma no invasiva, las cuales igualan o superan la contribución diagnóstica de la artrografía por resonancia magnética 1,5 T, que es el método clínico de referencia [42].

La alta resolución espacial de la resonancia magnética 3 T ha demostrado que mejora la visualización de los ligamentos del codo. La evaluación de los desgarros del ligamento colateral cubital es considerada, por algunos autores, más eficaz cuando se usan los sistemas 3 T [18]. Este tipo de resonancia es útil en la evaluación de pacientes en los que el diagnóstico clínico es incierto o en los que es difícil distinguir la ruptura parcial, la tendinitis, la tenosinovitis u otras anomalías en el codo [3]. En las imágenes 3 T de tobillo y pie, el tendón de Aquiles es bien delineado. A su vez, la tendinopatía, la alteración de huesecillos y otras alteraciones

articulares y de los tejidos blandos, comúnmente evaluados en 1,5 T, son bien determinados en 3 T [3,8]. La resonancia magnética en 3 T en comparación con la 1,5 T mejora el rendimiento diagnóstico de la articulación del tobillo para evaluar el cartílago y presenta una mayor sensibilidad para evaluar las lesiones de los ligamentos [43]. Además, algunos autores describen que el sistema 3 T permite observar con claridad el ligamento calcaneofibular, el transverso, el intermaleolar y el posterior talofibular [18].

La lesión del cartílago es una de las entidades importantes del trauma musculoesquelético que puede conducir a artritis incapacitante si no es diagnosticada a tiempo y no se trata adecuadamente en las primeras etapas [31]. Actualmente, la resonancia magnética es el método de elección para la detección de las lesiones del cartílago tanto agudas como crónicas [3,31]. En el estudio del cartílago, los sistemas 3 T aumentan la eficiencia de las relaciones señal-ruido y contraste-ruido respecto al sistema 1,5 T [44], lo que sube ligeramente la precisión de la medición del espesor del cartílago [32,35]. En pediatría, la mayor relación señal-ruido de la resonancia magnética en 3 T permite obtener imágenes de mayor calidad y con un menor tiempo de adquisición, lo que es particularmente útil para la visualización de las pequeñas estructuras del cuerpo en los niños y la identificación de enfermedades musculoesqueléticas pediátricas, disminuyendo así la necesidad de sedación y aumentando el rendimiento de la prueba [13,15,16].

La espectroscopia de resonancia magnética en 3 T ha demostrado ser confiable para la obtención de imágenes del sistema musculoesquelético. Los datos preliminares obtenidos por Qi y colaboradores (2009) [37] muestran que la espectroscopia de 3 T puede ser útil para diferenciar los tumores musculoesqueléticos benignos de los malignos. Gracias a la similitud entre la inspección histopatológica y la información fisiopatológica y bioquímica proporcionada de manera no invasiva por la espectroscopia 3 T, esta técnica se ha convertido en una de las preferidas para establecer el diagnóstico de la enfermedad y para la caracterización del tipo de tumor, el grado de malignidad y el pronóstico [37]. En la actualidad, uno de los metabolitos más estudiados mediante la espectroscopia por resonancia magnética en el sistema musculoesquelético es la colina, la cual, al ser un componente del metabolismo de los fosfolípidos de las membranas celulares, sirve como indicador de la pérdida y reemplazo de la membrana celular, característico de las lesiones malignas [1]. Utilizando la espectroscopia de resonancia magnética en 3 T se ha demostrado que los niveles de colina en los tumores malignos de hueso y tejidos blandos son mucho mayores que en los tumores benignos, por lo que puede desempeñar un papel importante en el diagnóstico diferencial de estas lesiones [37].

Conclusiones

El aumento de la relación señal-ruido permite obtener imágenes con una mayor resolución espacial, lo que permite visualizar adecuadamente pequeñas estructuras en grandes o pequeñas articulaciones no visualizadas adecuadamente en la resonancia magnética convencional por debajo de 1,5 T. La excelente visualización de la morfología del cartílago y su composición, inclusive en pequeñas articulaciones, es una de las ventajas de la resonancia magnética en 3 T. Este sistema, si bien no reemplaza la artroresonancia directa, logra disminuir el número de casos ambiguos que requieran de ella. De igual manera, la espectroscopia ha aumentado su uso en la evaluación del sistema musculoesquelético y con la implementación de la

resonancia magnética en 3 T se obtienen mayores ventajas como el aumento en la relación señal-ruido y el desvío químico, que brindan una mejor calidad de la imagen y, por tanto, una mayor certeza diagnóstica.

Agradecimientos

La financiación para esta investigación fue proporcionada por la Fundación Instituto de Alta Tecnología Médica, Medellín, Colombia.

Bibliografía

1. Shapiro L, Harish M, Hargreaves B, Staroswiecki E, Gold G. Advances in musculoskeletal MRI: technical considerations. *J Magn Reson Imaging* 2012; 36: 775-787.
2. Gold G, Shapiro L, Hargreaves B, Bangerter N. Advances in musculoskeletal magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging* 2010; 21: 335-338.
3. Ahn JM, El-Khoury GY. Role of magnetic resonance imaging in musculoskeletal trauma. *Top Magn Reson Imaging* 2007; 18: 155-168.
4. Mosher TJ. Musculoskeletal imaging at 3T: current techniques and future applications. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006; 14: 63-76.
5. Gold GE, Hargreaves BA, Beaulieu CF. Protocols in sports magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging* 2003; 14: 3-23.
6. Kan JH. Major pitfalls in musculoskeletal imaging-MRI. *Pediatr Radiol* 2008; 38 Suppl 2: S251-255.
7. Bolog N, Nanz D, Weishaupt D. Musculoskeletal MR imaging at 3.0 T: current status and future perspectives. *Eur Radiol* 2006; 16: 1298-1307.
8. Kuo R, Panchal M, Tanenbaum L, Crues JV, 3rd. 3.0 Tesla imaging of the musculoskeletal system. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25: 245-261.
9. Guglielmi G, Biccari N, Mangano F, Toffanin R. 3 T magnetic resonance imaging of the musculoskeletal system. *Radiol Med* 2010; 115: 571-584.
10. Sampson MJ, Jackson MP, Moran CJ, Shine S, Moran R, Eustace SJ. Three Tesla MRI for the diagnosis of meniscal and anterior cruciate ligament pathology: a comparison to arthroscopic findings. *Clin Radiol* 2008; 63: 1106-1111.
11. Wong S, Steinbach L, Zhao J, Stehling C, Ma CB, Link TM. Comparative study of imaging at 3.0 T versus 1.5 T of the knee. *Skeletal Radiol* 2009; 38: 761-769.
12. Shapiro L, Staroswiecki E, Gold G. Magnetic resonance imaging of the knee: optimizing 3 Tesla imaging. *Semin Roentgenol* 2010; 45: 238-249.
13. Meyer JS, Jaramillo D. Musculoskeletal MR imaging at 3 T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2008; 16: 533-545, vi.
14. Ramnath RR. 3T MR imaging of the musculoskeletal system (Part I): considerations, coils, and challenges. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006; 14: 27-40.
15. Chavhan GB, Babyn PS, Singh M, Vidarsson L, Shroff M. MR imaging at 3.0 T in children: technical differences, safety issues, and initial experience. *Radiographics* 2009; 29: 1451-1466.
16. Chavhan GB, Babyn PS. Pediatric musculoskeletal imaging at 3 Tesla. *Semin Musculoskelet Radiol* 2009; 13: 181-195.
17. Jerrolds J, Keene S. MRI Safety at 3T versus 1.5T. *Internet J World Health Soc Politics* 2009; 6: 1-8.
18. Ramnath RR. 3T MR imaging of the musculoskeletal system (Part II): clinical applications. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006; 14: 41-62.
19. Saupe N. 3-Tesla high-resolution MR imaging of the wrist. *Semin Musculoskelet Radiol* 2009; 13: 29-38.
20. Braun HJ, Dragoo JL, Hargreaves BA, Levenston ME, Gold GE. Application of advanced magnetic resonance imaging techniques in evaluation of the lower extremity. *Radiol Clin North Am* 2013; 51: 529-545.
21. Zairul-Nizam ZF, Hyzan MY, Gobinder S, Razak MA. The role of preoperative magnetic resonance imaging in internal derangement of the knee. *Med J Malaysia* 2000; 55: 433-438.
22. Park HJ, Kim SS, Lee SY, Park NH, Ahn JH, Chung EC, et al. Comparison between arthroscopic findings and 1.5-T and 3-T MRI of oblique coronal and sagittal planes of the knee for evaluation of selective bundle injury of the anterior cruciate ligament. *AJR Am J Roentgenol* 2014; 203: W199-206.
23. Ahn SJ, Jeong YM, Lee BG, Sim JA, Choi HY, Kim

- JH, et al. Using three-dimensional isotropic SPA-CE MRI to detect posterolateral corner injury of the knee. *Acta Radiol* 2016; Ene 27 [Epub ahead of print].
24. Lambert A, Loffroy R, Guiu B, Mejean N, Lerais JM, Cercueil JP, et al. [Rotator cuff tears: value of 3.0T MRI]. *J Radiol* 2009; 90: 583-588.
 25. Magee TH, Williams D. Sensitivity and specificity in detection of labral tears with 3.0-T MRI of the shoulder. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187: 1448-1452.
 26. Saupé N, Prüssmann KP, Luechinger R, Bösiger P, Marincek B, Weishaupt D. MR Imaging of the Wrist: Comparison between 1.5- and 3-T MR Imaging—Preliminary Experience. *Radiology* 2005; 234: 256-264.
 27. Anderson ML, Skinner JA, Felmler JP, Berger RA, Amrami KK. Diagnostic comparison of 1.5 Tesla and 3.0 Tesla preoperative MRI of the wrist in patients with ulnar-sided wrist pain. *J Hand Surg Am* 2008; 33: 1153-1159.
 28. Robinson P. Conventional 3-T MRI and 1.5-T MR arthrography of femoroacetabular impingement. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 509-515.
 29. Amrami KK. MR Imaging of the Wrist and Elbow. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2015; 23: xiii.
 30. Chhabra A, Soldatos T, Chalian M, Carrino JA, Schon L. Current concepts review: 3T magnetic resonance imaging of the ankle and foot. *Foot Ankle Int* 2012; 33: 164-171.
 31. Gold GE, Chen CA, Koo S, Hargreaves BA, Banerger NK. Recent advances in MRI of articular cartilage. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193: 628-638.
 32. Eckstein F, Charles HC, Buck RJ, Kraus VB, Remmers AE, Hudelmaier M, et al. Accuracy and precision of quantitative assessment of cartilage morphology by magnetic resonance imaging at 3.0T. *Arthritis Rheum* 2005; 52: 3132-3136.
 33. Griffith JF. Functional imaging of the musculoskeletal system. *Quant Imaging Med Surg* 2015; 5: 323-331.
 34. Fayad LM, Barker PB, Jacobs MA, Eng J, Weber KL, Kulesza P, et al. Characterization of musculoskeletal lesions on 3-T proton MR spectroscopy. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 1513-1520.
 35. Balamoody S, Williams TG, Waterton JC, Bowes M, Hodgson R, Taylor CJ, et al. Comparison of 3T MR scanners in regional cartilage-thickness analysis in osteoarthritis: a cross-sectional multicenter, multivendor study. *Arthritis Res Ther* 2010; 12: R202.
 36. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: relaxation times and image contrast. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 183: 343-351.
 37. Qi ZH, Li CF, Li ZF, Zhang K, Wang Q, Yu DX. Preliminary study of 3T 1H MR spectroscopy in bone and soft tissue tumors. *Chin Med J (Engl)* 2009; 122: 39-43.
 38. Magee T, Williams D. 3.0-T MRI of meniscal tears. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187: 371-375.
 39. Stannard JP, Brown SL, Robinson JT, McGwin G, Jr., Volgas DA. Reconstruction of the posterolateral corner of the knee. *Arthroscopy* 2005; 21: 1051-1059.
 40. Magee T, Williams D. 3.0-T MRI of the supraspinatus tendon. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187: 881-886.
 41. Lenk S, Ludescher B, Martirosan P, Schick F, Claussen CD, Schlemmer HP. 3.0 T high-resolution MR imaging of carpal ligaments and TFCC. *Rofo* 2004; 176: 664-667.
 42. Sundberg TP, Toomayan GA, Major NM. Evaluation of the acetabular labrum at 3.0-T MR imaging compared with 1.5-T MR arthrography: preliminary experience. *Radiology* 2006; 238: 706-711.
 43. Bauer JS, Barr C, Henning TD, Malfair D, Ma CB, Steinbach L, et al. Magnetic resonance imaging of the ankle at 3.0 Tesla and 1.5 Tesla in human cadaver specimens with artificially created lesions of cartilage and ligaments. *Invest Radiol* 2008; 43: 604-611.
 44. Kornaat PR, Reeder SB, Koo S, Brittain JH, Yu H, Andriacchi TP, et al. MR imaging of articular cartilage at 1.5T and 3.0T: comparison of SPGR and SSFP sequences. *Osteoarthritis Cartilage* 2005; 13: 338-344.

Auditorio

Un espacio a su servicio

Auditorio tipo teatro

Ideal para convenciones, reuniones empresariales, conferencias, seminarios, cursos, foros y muestras comerciales

Capacidad para 150 personas

Sistema de sonido acústico profesional

Parqueadero robotizado para 95 vehículos

Ubicado en el moderno edificio del Laboratorio Clínico Hematológico

Carrera 43 C # 5 - 33. Patio Bonito, El Poblado
Medellín - Antioquia
Mayor información: 44 44 900
EDIMECO

