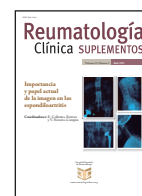




Sociedad Española
de Reumatología

Reumatología Clínica SUPLEMENTOS

www.reumatologiaclinica.org



Bases de las técnicas de imagen aplicables al estudio de la espondiloartritis axial

Ángel Bueno Horcajadas

Servicio de Diagnóstico por Imagen, Hospital Universitario Fundación Alcorcón, Madrid, España

RESUMEN

Palabras clave:

Espondiloartritis
Radiografía simple
Tomografía computarizada
Resonancia magnética
Ecografía

Actualmente disponemos de distintas técnicas de imagen para la valoración tanto de la actividad como del daño estructural en las espondiloartritis (EspA). Todas ellas poseen una base técnica diferente, por la cual pueden ser óptimas dependiendo de lo que queramos valorar en un paciente con EspA. La radiografía simple presenta buena resolución espacial, es una técnica de bajo coste con disponibilidad y estandarización de realización y lectura, pero produce radiación ionizante y tiene poca sensibilidad a cambios leves en el hueso y prácticamente ninguna a las alteraciones de partes blandas sin calcificación. La ecografía es igualmente barata, no radia, permite una visualización en tiempo real, pero depende del explorador y no visualiza estructuras profundas a la cortical (médula ósea). La tomografía computarizada es rápida, presenta poca variabilidad intra-extraobservador, es muy sensible al cambio estructural de cortical-trabecular ósea, sin superposición de estructuras, pero produce radiación ionizante y no tiene sensibilidad al edema intramedular. La resonancia magnética es la técnica de imagen que mejor representación anatómica obtiene, por su excelente resolución de tejidos blandos, con independencia de su profundidad y localización, y, en especial, del interior del hueso, pero es más cara y tiene menor disponibilidad.

© 2019 Sociedad Española de Reumatología. Todos los derechos reservados.

Keywords:

Spondyloarthritis
Plain-film radiography
Computed tomography
Magnetic resonance
Ultrasound

Basic principles of imaging techniques applicable to the study of axial spondyloarthritis

ABSTRACT

Currently, several imaging techniques are available to assess both disease activity and structural damage in spondyloarthritis (SpA). All of them are based on different technical principles, depending on which features we wish to assess in patients with SpA. Plain-film radiography has good spatial resolution, is inexpensive and available, and its performance and interpretation have been standardised. However, it produces ionising radiation and has low sensitivity to slight bone changes and practically none to soft tissue alterations without calcification. Ultrasound is also inexpensive, does not produce radiation, and allows visualization in real time, but is operator-dependent and does not allow visualization of structures deeper than cortical bone (bone marrow). Computed tomography is rapid, shows little intra-interobserver variability, and is highly sensitive to structural changes in cortical-trabecular bone, without superimposition of structures, but produces ionising radiation and is not sensitive to intramedullary oedema. Magnetic resonance is the imaging technique that achieves the best anatomical representation, due to its excellent resolution of soft tissue, independently of its depth and localisation, and especially within the bone, but it is more expensive and less readily available.

© 2019 Sociedad Española de Reumatología. All rights reserved.

Introducción

Desde la radiografía convencional (Rx) hasta la resonancia magnética (RM), pasando por la tomografía computarizada (TC) y la ecografía (US, *ultrasound*), todas tienen un papel en el estudio de la espondiloartritis axial (EspAax), como se verá en los siguientes artículos. Incluso cabe mencionar la posibilidad de la infiltración o biopsia con guía de imagen (TC o US).

Radiografía convencional

Los rayos X que descubriera el físico alemán Wilhelm Conrad Röntgen a finales de 1895 son ondas electromagnéticas con una frecuencia comprendida entre la radiación ultravioleta y la gamma. Se producen en un tubo de rayos X, donde existen dos electrodos al vacío: el cátodo (negativo) y el ánodo (positivo). Una diferencia de potencial eléctrico acelera electrones desde el cátodo hasta una diana de tungsteno en el ánodo. La energía de los electrones contra el ánodo libera fotones de rayos X, que se canalizan a través de una delgada hendidura. Los rayos X se propagan en línea recta y tienen la propiedad de atravesar el cuerpo humano, en función de su energía (kiloelectrón-voltio) y de la densidad de los tejidos, para después impresionar una placa radiográfica, como mostrara Röntgen en la primera radiografía de la historia: la mano de su mujer Bertha (fig. 1). Cuanto más cerca de la placa radiográfica está la estructura que debe estudiarse, mayor definición se obtiene de esta; por ello, la radiografía frontal de columna vertebral y de las articulaciones sacroilíacas es anteroposterior (AP) y no posteroanterior (PA), al contrario que en la Rx de tórax. Además, la distancia del foco al paciente no debería ser inferior a 1 m. Fotómetros, colimadores y rejillas permiten, por un lado, autoajustar el miliamperaje (cantidad de radiación) y el kilovoltaje (energía de la radiación) al paciente y, por el otro, mejoran la calidad de imagen al reducir la radiación dispersa. Finalmente, hoy día disponemos de *radiología digital*, en la cual la emulsión de plata es sustituida por un material fosforescente reutilizable. La luz de fluorescencia de la placa (que depende de la radiación X que le llega), es leída por un haz láser y convertida a imagen digital, con las ventajas pertinentes: capaz de ser procesada, transportada y almacenada como tal. La imagen radiográfica es una imagen 2D en escala de grises



Figura 1. Primera radiografía humana de la historia. Conrad Röntgen hizo esta radiografía de la mano de su mujer Bertha el 22 de diciembre de 1895, después de haber hecho radiografías a algunos objetos (unas pesas, una brújula o el cañón de una escopeta). Fuente: Physik Institut der Univeristät Würzburg.

de una realidad 3D, basada en la atenuación a los rayos X de los distintos tejidos, con 4 *grados de atenuación básicos*, que van de menor a mayor (del negro al blanco en la placa): aire, grasa, agua y calcio. Se suma una quinta atenuación artificial, que es la atenuación metal.

La Rx es el primer método de imagen que debe utilizarse en un paciente con sospecha de EspAx y es muy importante en el seguimiento del cambio estructural.

Ventajas: buena resolución espacial, bajo coste, disponibilidad y estandarización de realización y lectura, con métodos validados.

Desventajas: radiación ionizante, superposición de estructuras, poca sensibilidad a cambios leves en el hueso y prácticamente nula a alteraciones de partes blandas sin calcificación. Tampoco es válida para el diagnóstico precoz de las EspA. En articulaciones sacroilíacas (SI) se pueden realizar 3 proyecciones diferentes (fig. 2): AP, de Ferguson y oblicua. En la primera, el paciente está en posición supina con rotación interna de caderas (15-25°) y se centra en el punto de corte entre las espinas ilíacas anteroinferiores y la sínfisis del pubis. La proyección de Ferguson es igual, pero con angulación cefálica (30-35°) del haz de radiación, dirigido al centro de la pelvis. Permite una mejor visualización frontal de las articulaciones SI. La proyección oblicua (perpendicular al espacio articular) se realiza con rotación de 25-30° levantando el lado que se debe estudiar. En la columna vertebral se realizan proyecciones AP y lateral (L) en bipedestación o tumbado. La Rx AP de columna cervical se angula en sentido craneal 5-15° y en la proyección lateral debe ponerse atención en bajar los hombros. La Rx AP y L de columna torácica se realiza en inspiración y la de columna lumbar, en espiración.

Las *técnicas tomográficas* (varias proyecciones en un rango angular) han mostrado mayor sensibilidad en detección de grado I de afectación radiológica (esclerosis, erosión y cuadratura del cuerpo vertebral) en EspAax¹.

Ecografía

La exploración con ecografía (US) permite obtener imágenes de los distintos tejidos en función del eco que estos devuelven de las interfases entre ellos. Estas interfases se basan en la distinta *impedancia acústica* de estos tejidos, que es la diferente capacidad de transmisión de la onda acústica. La sonda o transductor es capaz de producir US a una frecuencia o rango de frecuencias concreta, y de recibir el eco para transformarlo en una imagen digital en tiempo real y en escala de grises: mayor brillo para mayor intensidad del eco (hiperecogénico) y menor brillo para menor intensidad del eco (hipoecogénico). Para ello dispone de un material con una propiedad denominada *efecto piezoeléctrico*, que descubrieran los hermanos Curie en 1880 (originariamente, con cristales de cuarzo), capaz de transformar el impulso mecánico de la onda acústica en impulso eléctrico y viceversa. Si el tejido explorado está en movimiento (como la sangre), el eco que devuelve tiene una frecuencia algo mayor que el haz de US inicial si se acerca al transductor o algo menor si se aleja, como observara en la luz de las estrellas Andreas Doppler en 1842. Esta cambiaba ligeramente de color según se alejaban o acercaran a la Tierra. Gracias al análisis de esta diferencia de frecuencia, se determina la dirección y velocidad de la sangre: estudio *Doppler color* y *pulsado*. El *Power-Doppler* o *Doppler energía* es más sensible, pero solo detecta movimiento, no dirección.

Si bien no existe una utilización estandarizada de la US para el diagnóstico de EspA², desempeña un papel en el diagnóstico de EspA³⁻⁵ y en el control de la inflamación, sobre todo periférica; y es indiscutible su utilidad para guiar infiltraciones de más difícil acceso^{6,7}.

Ventajas: bajo coste, disponibilidad, sin radiación ionizante, visualización en tiempo real y posible valoración de vascularización sin necesidad del uso de contrastes (Doppler).

Desventajas: depende del explorador, necesidad de estandarización-validación en este campo y sin visualización de estructuras profundas a la cortical (médula ósea).

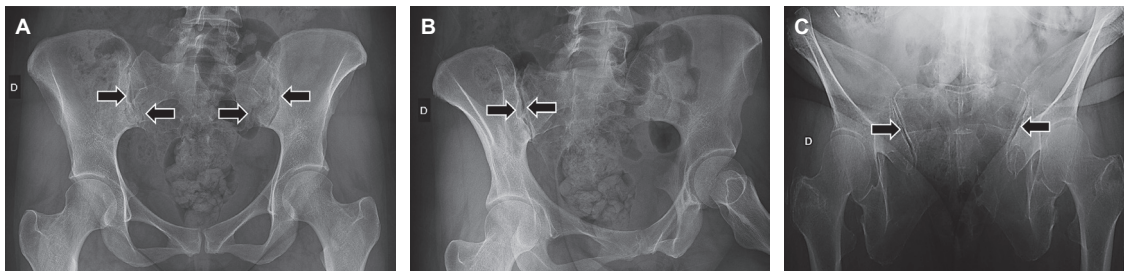


Figura 2. A) Radiografía (Rx) anteroposterior (AP) de articulaciones sacroilíacas (SI). B) Rx oblicua de articulación SI. C) Proyección de Ferguson o estrecho inferior de la pelvis (con angulación cefálica del haz de radiación). Se observan las articulaciones SI (flechas) con doble línea articular: margen anterior (más lateral) y margen posterior (más medial) en la proyección AP (A), que se corrige en las proyecciones oblicua (B) y de Ferguson (C).

Tomografía computarizada

En la exploración con tomografía computarizada (TC) se emite radiación X en todas las direcciones de un plano axial, con el detector en el lado opuesto al generador, según gira alrededor del paciente. La información obtenida se procesa y produce una imagen tomográfica en escala de grises, que se basa, como la Rx, en la atenuación de los tejidos a la radiación X. Esta técnica resultó un hito en el diagnóstico médico por la imagen cuando la desarrolló en 1967 el ingeniero inglés Godfrey Hounsfield. Si, a la vez que gira el anillo generador-detector, se mueve la camilla del paciente, se puede pasar de un concepto tomográfico (imágenes axiales consecutivas) a un concepto tridimensional de adquisición *helicoidal* con vóxel isotrópico, que permite reconstrucciones en cualquier plano del espacio con la misma calidad que el plano de adquisición. Por ello, del término original de *tomografía axial computarizada* se obvia *axial* en la actualidad. Cuanto más detectores y más pequeños, más rápido y con más detalle se obtiene la imagen (desde 16 hasta 512 filas de detectores).

Ventajas: rápida, poca variabilidad intra-extraobservador, muy sensible al cambio estructural de cortical-trabecular ósea y sin superposición de estructuras (corte tomográfico en cualquier plano).

Desventajas: radiación ionizante y sin sensibilidad al edema intramedular, por lo que no está recomendado su uso en este campo, salvo en algún aspecto muy concreto, como en la sospecha de fractura espinal.

La denominada *TC de energía dual* (DECT), recientemente introducida, permite determinar el edema óseo con TC, basado en una doble adquisición, de alto voltaje (140 kV) y bajo voltaje (80 kV). La sustracción entre estas dos imágenes permite sustraer mineral óseo de la imagen y resaltar la posible ocupación por edema (con mayor atenuación) de la médula ósea grasa⁸. Parece que esta técnica tiene interés en el estudio de pacientes con gota, psoriasis y fracturas, y su papel en EspAax está pendiente de definir.

Resonancia magnética

La resonancia magnética (RM) es la técnica de imagen que mejor representación anatómica obtiene, por su excelente resolución de tejidos blandos, con independencia de su profundidad y localización, y en especial en el interior del hueso. Esta técnica fue merecedora del Premio Nobel de Física en 1952 (Bloch y Purcell). Permite ver el edema óseo mucho antes que la existencia de cambios estructurales; por ello, se introdujo su utilización para el diagnóstico precoz de EspAax. Los protones de hidrógeno (H_2O) contenidos en los distintos tejidos del cuerpo humano adquieren una *magnetización longitudinal* (ML) al introducir el paciente en el interior del imán de la máquina de resonancia (de 0,5-3 teslas de potencia). Estos protones *resuenan* con un pulso de radiofrecuencia (RF) que emite una antena emisora a una frecuencia concreta (a la cual ponemos los tejidos del plano que nos interesa visualizar). Al resonar, pierden su magnetización longitudinal y adquieren una *magnetización transversal* (MT; el giro de los pro-

tones se pone *en fase*). A este fenómeno se le denomina *excitación*. Cesa el pulso de RF y se pasa a la fase de *relajación*, durante la cual se recupera la ML y se pierde la MT para volver al estado previo a la excitación. Pues bien, el tiempo que un tejido tarda en recuperar su ML se denomina tiempo T1 y el tiempo que tarda en perder su MT se denomina tiempo T2. Al relajarse el tejido, emite una señal que depende de su T1, su T2 y de la densidad de los protones, y constituye la base de la imagen por resonancia magnética (RM). Para obtener una RM, se requiere una secuencia de pulsos de RF con unos tiempos concretos. La secuencia RM más básica es la conocida como eco de espín (EE), que consta de un primer pulso de RF de 90° y un segundo pulso de RF de 180° (para refasar a los protones). El tiempo entre el primer pulso (90°) y la emisión de la señal (o eco) que emite el tejido se denomina tiempo de eco (TE). El segundo pulso (180°) se envía cuando ha pasado la mitad del TE. La secuencia vuelve a repetirse pasado el denominado tiempo de repetición (TR). En función de la magnitud del TR y el TE, el contraste de la imagen dependerá más de la propiedad T1 o T2 de los tejidos. Así, con TR y TE cortos, la imagen está potenciada en T1 y la grasa brillará mucho porque la grasa tiene un T1 corto (recupera muy pronto su magnetización longitudinal). Con TR y TE largos, la imagen está potenciada en T2 y el agua brillará mucho porque el agua tiene un T2 largo (tardará en perder su magnetización transversal). Si una secuencia comienza con un pulso de 180° y, pasado un tiempo, denominado tiempo de inversión (TI), se desarrolla una secuencia en eco de espín, se suprime la señal de la grasa y el agua será brillante, si ese TI es suficientemente corto (100-150 ms): es lo que se conoce como secuencia *STIR* (*short time inversion recovery*).

En articulaciones SI se realizan planos oblicuos (axiales y coronales respecto al eje de la articulación), potenciados en T1 (para valoración del cambio estructural) y en STIR (para valoración de la actividad inflamatoria). Recientemente, se ha investigado el valor de la secuencia axial respecto a la articulación SI, potenciada en densidad protónica con supresión grasa (paraaxial DP SG), con muy buena sensibilidad y especificidad para la detección de edema subcondral, sinovitis, entesitis, capsulitis, erosiones y anquilosis⁹.

En la columna vertebral se realizan planos sagitales T1 y STIR (o T2 con supresión de la grasa), y planos axiales T2 (mejor con supresión de la grasa). En la columna lumbar es frecuente realizar también planos axiales T1. Se ha publicado un consenso del Subcomité de Artritis de la Sociedad Europea de Radiología Musculoesquelética (ESSR) de parámetros técnicos, que incluye las características del corte de la imagen (grosor, número y espacio entre cortes), matriz de la imagen, campo de visión (FOV) y otros, para asegurar una buena calidad de estudios RM de columna vertebral y SI¹⁰. Por ejemplo, es muy importante no quedarse cortos en el número de cortes sagitales de columna para incluir también las articulaciones apofisarias, costotransversas y costovertebrales, pues cambios inflamatorios (edema óseo y en tejidos blandos adyacentes) en estas estructuras son muy característicos de EspAax. También deben considerarse las variantes anatómicas (fig. 3) y artefactos (fig. 4), sobre todo en las articulaciones SI, para no

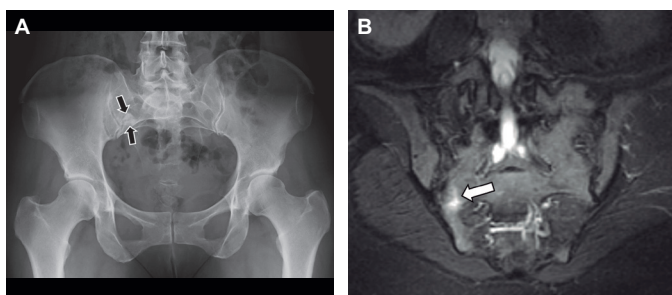


Figura 3. A) Radiografía anteroposterior de pelvis. Se observa una pequeña articulación accesoria en el lado derecho (flechas). Se trata de una variante anatómica aunque se asocia con cambios degenerativos con esclerosis, que puede estar acompañada, en una imagen STIR (*short time inversion recovery*) de resonancia magnética (B) de edema subcondral (flecha) y no debe confundirse con edema inflamatorio.

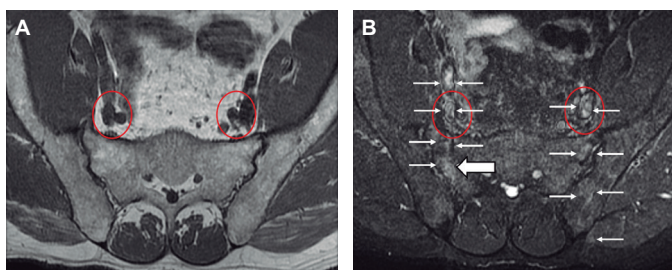


Figura 4. A) Imagen oblicua axial en T1 con eco de espín. B) Imagen oblicua axial STIR (*short time inversion recovery*). Los círculos rojos marcan los vasos ilíacos. El latido de la arteria ilíaca produce un artefacto en la dirección de uno de los ejes de la imagen (en el eje de la denominada codificación de fase), en este caso en dirección anteroposterior, como una banda ligeramente hiperintensa en la imagen STIR (flechas delgadas), que podría simular un tenue edema subcondral (flecha ancha). El otro eje de la imagen (denominado codificación de frecuencia) no está sujeto a este artefacto. La dirección de la codificación de frecuencia y fase de la imagen puede cambiarse si fuese necesario al adquirir la imagen para no artefactar la articulación sacroilíaca.

malinterpretar los hallazgos. En los siguientes artículos se pondrá de relieve el importante papel que desempeña la RM en EspAax en la actualidad.

Ventajas: sin radiación ionizante, visualización tomográfica con excelente resolución de tejido blando y capaz de visualizar el edema inflamatorio intramedular.

Desventajas: más cara y menor disponibilidad. Contraindicación relativa o dificultad de realización-visualización en pacientes con claustrofobia, marcapasos o implantes ferromagnéticos.

Se ha estudiado el valor de estudios RM dinámicos con contraste (gadolinio) y secuencias denominadas de difusión (basada en la difusión del agua extracelular) en el diagnóstico y el control posterior al tratamiento si bien su uso no está estandarizado¹¹.

Conflicto de intereses

El Dr. Ángel Bueno declara que ha recibido ayudas externas relacionadas con la realización del trabajo de Novartis y que ha participado en el Proyecto Progresses de colaboración radiólogo-reumatólogo en el conocimiento de la espondiloartritis, patrocinado por Abbvie, no relacionado con la realización de este trabajo.

Información sobre el suplemento

Este artículo forma parte del suplemento titulado «Importancia y papel actual de la imagen en las espondiloartritis», que ha sido patrocinado por Novartis.

Bibliografía

- Joo YB, Kim TH, Park J, Joo KB, Song Y, Lee S. Digital tomosynthesis as a new diagnostic tool for evaluation of spine damage in patients with ankylosing spondylitis. *Rheumatol Int.* 2017;37:207-12.
- Uson J, Loza E, Moller I, Acebes C, Andreu JL, Batlle E, et al. Recommendations for the use of ultrasound and magnetic resonance in patients with spondyloarthritis, including psoriatic arthritis, and patients with juvenile idiopathic arthritis. *Reumatol Clin.* 2018;14:27-35.
- de Miguel E, Munoz-Fernandez S, Castillo C, Cobo-Ibanez T, Martin-Mola E. Diagnostic accuracy of entheses ultrasound in the diagnosis of early spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2011;70:434-9.
- D'Agostino MA. Role of ultrasound in the diagnostic work-up of spondyloarthritis. *Curr Opin Rheumatol.* 2012;24:375-9.
- Ruyssen-Witrand A, Jamard B, Cantagrel A, Nigon D, Loeuille D, Degboe Y, et al. Relationships between ultrasound enthesitis, disease activity and axial radiographic structural changes in patients with early spondyloarthritis: data from DESIR cohort. *RMD Open.* 2017;3:e000482.
- Cunnington J, Marshall N, Hide G, Bracewell C, Isaacs J, Platt P, et al. A randomized, double-blind, controlled study of ultrasound-guided corticosteroid injection into the joint of patients with inflammatory arthritis. *Arthritis Rheum.* 2010;62:1862-9.
- Sibbitt WL, Jr., Band PA, Chavez-Chiang NR, Delea SL, Norton HE, Bankhurst AD. A randomized controlled trial of the cost-effectiveness of ultrasound-guided intra-articular injection of inflammatory arthritis. *J Rheumatol.* 2011;38:252-63.
- Reagan AC, Mallinson PI, O'Connell T, McLaughlin PD, Krauss B, Munk PL, et al. Dual-energy computed tomographic virtual noncalcium algorithm for detection of bone marrow edema in acute fractures: early experiences. *J Comput Assist Tomogr.* 2014;38:802-5.
- Giraud C, Magnaldi S, Weber M, Puchner A, Platzgummer H, Kainberger F, et al. Optimizing the MRI protocol of the sacroiliac joints in Spondyloarthritis: which para-axial sequence should be used? *Eur Radiol.* 2016;26:122-9.
- Schueler-Weidekamm C, Mascarenhas VV, Sudol-Szopinska I, Boutry N, Plagou A, Klausner A, et al. Imaging and interpretation of axial spondylarthritis: the radiologist's perspective--consensus of the Arthritis Subcommittee of the ESSR. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2014;18:265-79.
- Navallas M, Ares J, Beltran B, Lisbona MP, Maymo J, Solano A. Sacroiliitis associated with axial spondyloarthropathy: new concepts and latest trends. *Radiographics.* 2013;33:933-56.