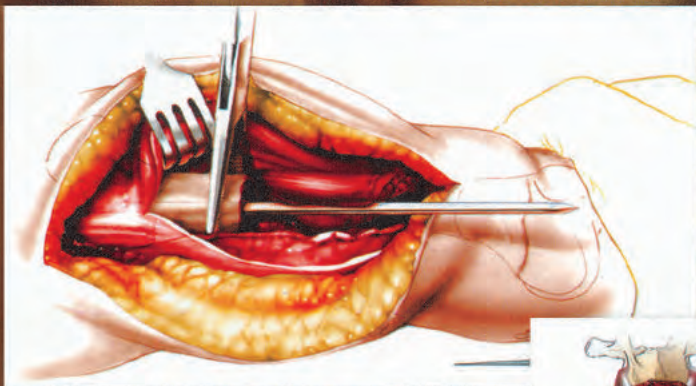


Lovell y Winter

Ortopedia Pediátrica

SÉPTIMA EDICIÓN



Tomo 1

Stuart L. Weinstein
John M. Flynn
Ilustrado por Bernie Kida


AMOLCA

LOVELL Y WINTER

ORTOPEDIA PEDIÁTRICA

SÉPTIMA EDICIÓN

TOMO 1

EDITORES

Stuart L. Weinstein, MD

Ignacio V. Ponseti, Jefe y profesor de cirugía
ortopédica

Profesor de pediatría

University of Iowa Hospitals and Clinics

Iowa City, Iowa

John M. (Jack) Flynn, MD

Profesor de cirugía ortopédica

University of Pennsylvania

Jefe asociado de cirugía ortopédica

The Children's Hospital of Philadelphia

Filadelfia, Pensilvania



CONTENIDOS

Colaboradores *v*
 Prefacio *xi*
 Agradecimientos *xiii*

TOMO 1

1	Embriología y desarrollo del aparato neuromuscular	1
	José A. Morcuende y James O. Sanders	
2	Aspectos genéticos de las condiciones ortopédicas	41
	José A. Morcuende y Benjamin A. Alman	
3	Imagenología en ortopedia pediátrica	56
	Geetika Khanna, Georges Y. El-Khoury, y Yusuf Menda	
4	El examen ortopédico pediátrico	87
	David D. Aronsson y Jennifer W. Lisle	
5	Evaluación de la literatura médica	129
	Mininder S. Kocher	
6	Anomalías metabólicas y endocrinas	140
	Andrew W. Howard y Benjamin A. Alman	
7	Las displasias esqueléticas	177
	Paul D. Sponseller y Michael C. Ain	
8	Síndromes de importancia ortopédica	218
	Benjamin A. Alman y Michael J. Goldberg	
9	Trastornos localizados de la piel y el tejido blando	278
	Haemish Crawford	
10	Enfermedades del sistema hematopoyético	319
	Michael T. Busch y Amy L. Dunn	
11	Artritis idiopática juvenil	348
	Pamela F. Weiss	
12	Infección musculoesquelética	369
	Anthony A. Stans	

13	Tumores óseos y del tejido blando	426
	Alexandre Arkader, Mark C. Gebhardt, y John P. Dormans	
14	Parálisis cerebral	484
	H. Kerr Graham, Pam Thomason, y Tom F. Novacheck	
15	Mielomeningocele	555
	Vineeta T. Swaroop y Luciano Dias	
16	Otros trastornos neuromusculares	587
	George H. Thompson y Frank R. Berenson	
17	Escoliosis idiopática	629
	Peter O. Newton, Dennis R. Wenger, y Burt Yaszay	
18	Escoliosis congénita	698
	Suken A. Shah y Kit Song	
19	Cifosis	739
	William C. Warner Jr. y Jeffrey R. Sawyer	
20	Espondilólisis y espondilolistesis	791
	Alexander K. Powers, Lawrence G. Lenke, y Scott J. Luhmann	
21	La columna cervical	821
	Randall T. Loder	

TOMO 2

22	La extremidad superior	895
	Donald S. Bae y Peter M. Waters	
23	Displasia y dislocación en el desarrollo de la cadera	983
	Stuart L. Weinstein	
24	Síndrome de Legg-Calvé-Perthes	1112
	Stuart L. Weinstein	
25	Deslizamiento de la epífisis capital femoral	1165
	Robert M. Kay y Young-Jo Kim	

26	Otras condiciones de la cadera	1222	31	Medicina del deporte en el niño en crecimiento	1596
	Matthew B. Dobbs y José A. Morcuende			R. Baxter Willis, Mininder S. Kocher, y Theodore J. Ganley	
27	La extremidad inferior	1261	32	Los principios de la fractura pediátrica y de la atención traumatológica	1661
	Perry L. Schoenecker, Margaret M. Rich, y J. Eric Gordon			Martin J. Herman y James J. McCarthy	
28	Discrepancia en la longitud de las extremidades	1341	33	Fracturas de la extremidad superior en niños	1694
	Matthew A. Halanski y Kenneth J. Noonan			David L. Skaggs y Steven Frick	
29	El pie	1388	34	Fracturas de la columna toracolumbar y de las extremidades inferiores	1773
	Vincent S. Mosca			Ernest L. Sink y John M. Flynn	
30	El niño con deficiencia de la extremidad	1526			
	Richard E. Bowen y Norman Y. Otsuka				

Índice



LOVELL Y WINTER

ORTOPEDIA PEDIÁTRICA

SÉPTIMA EDICIÓN



AMOLCA
PARA UNA PRÁCTICA EXITOSA

IMAGENOLOGÍA EN ORTOPEDIA PEDIÁTRICA

Las modalidades de imagenología han estado en constante evolución desde el descubrimiento de los rayos X hace más de un siglo. Sin embargo, la mayoría de los avances importantes se han producido en los últimos 30 años. Ahora es difícil imaginar la práctica de la medicina o investigación clínica sin estudios de imagen. Esta relación entrelazada entre la práctica clínica y la imagenología es muy evidente en la ortopedia. La radiografía representa más del 80% de todos los estudios de imagenología realizados, y es casi siempre el primer examen que se solicita antes de emprender estudios más complejos. Otras modalidades de imagenología incluyen fluoroscopia, imágenes por resonancia magnética (MRI por sus siglas en inglés), tomografía computarizada por filas multidetectoras (MDCT por sus siglas en inglés), ultrasonografía y medicina nuclear. La radiografía, la fluoroscopia y la MDCT utilizan rayos X generados en los tubos de vacío. La medicina nuclear utiliza una forma de rayos X generados por la descomposición de núcleos radioactivos llamados rayos γ . La MRI utiliza ondas de radio, mientras que la ultrasonografía utiliza ondas sonoras. Bajo condiciones adecuadas y predeterminadas, los rayos X, las ondas de radio y las ondas de sonido pueden penetrar el cuerpo humano y llevar información útil que puede ser capturada por detectores apropiados y mostrarse ya sea en una película o en monitores de televisión para ser vistos por los médicos. Dentro de la gama de diagnóstico, no se ha demostrado que las ondas de radio y las ondas sonoras produzcan efectos nocivos en los seres humanos; sin embargo, este no es el caso con los rayos X, especialmente cuando se utilizan en lactantes y niños pequeños (1). Debido a que los rayos X son tan fundamentales para nuestra habilidad de realizar el trabajo de diagnóstico, es esencial que cada médico que ejecuta o solicita los estudios de imagenología se familiarice con la naturaleza de esta forma de energía electromagnética, entienda su interacción con los tejidos vivos, y aprenda cómo utilizarlos de forma segura.

TÉCNICAS DE RAYOS X

Principios físicos de la generación de rayos X.

Wilhelm Conrad Roentgen descubrió los rayos X en 1895 y ganó el Premio Nobel de Física en 1901 por su descubrimiento. Los rayos X y la luz visible pertenecen al espectro electromagnético, que cuenta con una amplia gama de longitudes de onda y frecuencias. Las ondas electromagnéticas menos energéticas tienen longitudes de onda más largas y frecuencias más bajas,

y llevan calor radiante de su fuente. Las ondas electromagnéticas más energéticas tienen longitudes de onda más cortas y frecuencias más altas (Fig. 3-1). A medida que la longitud de onda disminuye, la energía de las ondas aumenta hasta que estas se vuelven capaces de expulsar electrones de las capas de los átomos con los que entran en contacto; esto se describe por el término *radiación ionizante* (2). Mediante este proceso, la radiación electromagnética imparte energía a los tejidos con los que interactúa. La dosis de energía al tejido se define en términos de la energía absorbida. En el pasado, la unidad utilizada para medir la dosis era la *rad* (dosis de radiación absorbida), pero ahora el *gray (Gy)* es la unidad de elección; 1 Gy = 100 rad.

La radiación electromagnética tiene una naturaleza dual, exhibe las propiedades de una onda, así como las propiedades de las partículas o paquetes de energía llamados *fotones*. Estos conceptos se han postulado para explicar una variedad de características físicas de la radiación electromagnética. En contraste a las ondas sonoras, la radiación puede viajar en el vacío y no requiere un medio para transportarla.

El tubo de rayos X. En el tubo de rayos X, los rayos X se generan cuando una corriente rápida y enérgica de electrones golpea un blanco metálico, o ánodo. Los electrones se originan en el terminal negativo del tubo llamado el *cátodo o filamento* (Fig. 3-2). Los electrones se desaceleran por los núcleos cargados positivamente en el blanco o ánodo, lo que causa que los electrones cambien su recorrido y pierdan su energía cinética en forma de rayos X de longitudes de onda diferente. Con el fin de maximizar el proceso de producción de rayos X, es deseable seleccionar un material objetivo con un número atómico alto; los núcleos del material tendrán una gran carga positiva capaz de atraer y desacelerar electrones. Los tubos de rayos X suelen estar equipados con dos filamentos, uno grande y otro pequeño, que liberan electrones cuando se calientan. El filamento grande se utiliza para exposiciones grandes como partes del cuerpo gruesas y pacientes de gran tamaño o con sobrepeso. El área en el objetivo que es bombardeada por los electrones se conoce como el *punto focal*, el cual, en la ortopedia, idealmente debe ser tan pequeño como sea posible (0,3 a 0,6 mm) con el fin de producir imágenes más nítidas (Fig. 3-3). El espectro de energía de los rayos X emitidos se determina por el voltaje entre el cátodo y el ánodo.

El proceso de convertir la energía cinética en rayos X no es eficiente, y solo el 1% de la energía cinética en la corriente de electrones es convertido en estos rayos; el resto se disipa en forma

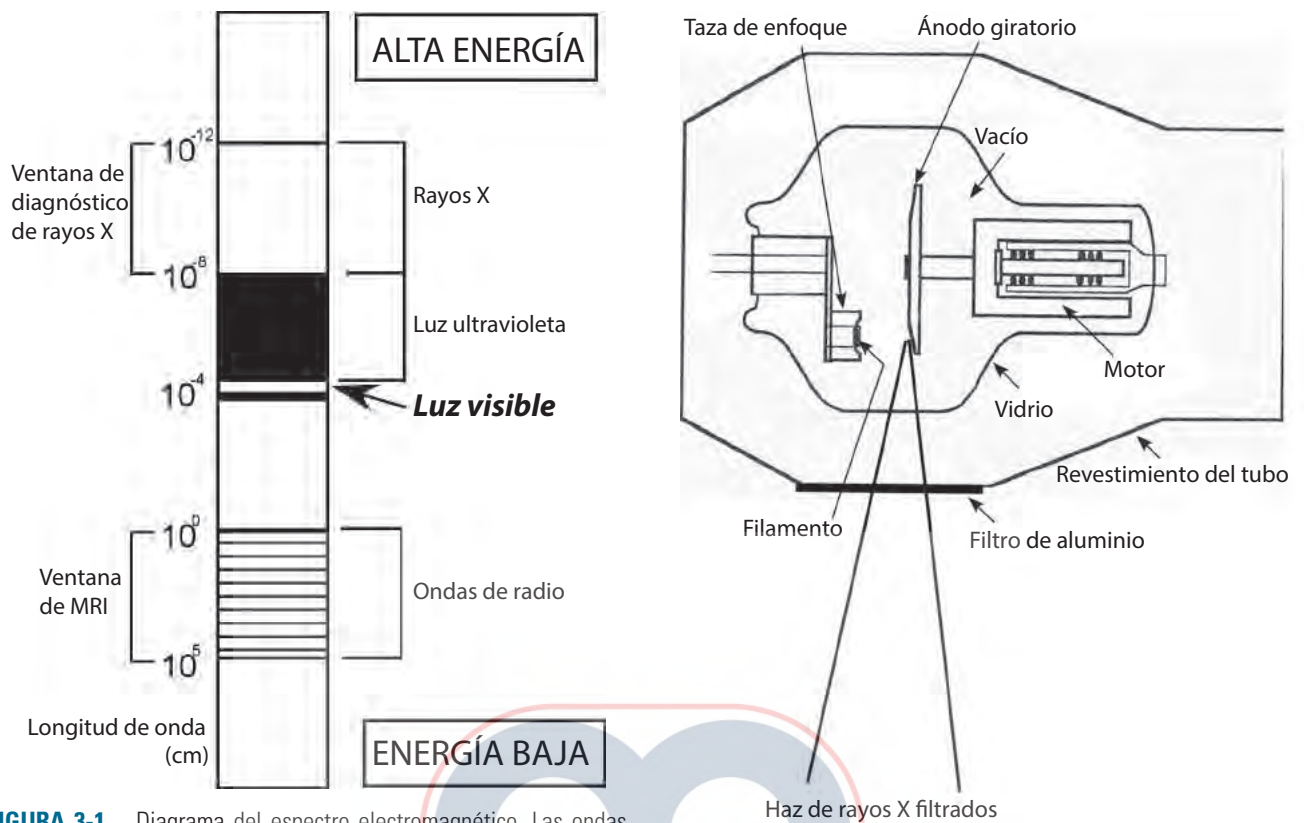


FIGURA 3-1. Diagrama del espectro electromagnético. Las ondas de radio tienen energía baja y longitud de onda larga; los rayos X tienen mucha más energía y longitud de onda más corta.

de calor. La capacidad del tubo de rayos X para lograr una salida de alta de rayos X está limitada por la enorme cantidad de calor generado en el objetivo o ánodo. Para superar este problema, el ánodo giratorio fue desarrollado con el fin de que los electrones no choquen en la misma ubicación de este. Esto permite que el tubo de rayos X soporte grandes cantidades de calor generado durante las exposiciones largas. Tanto el filamento como el objetivo están hechos de tungsteno, el cual tiene un punto de fusión alto de 3.370°C, así como su número atómico (3).

En cada exposición, el haz de rayos X emitido consta de un amplio espectro de energías (2). La cantidad de los rayos en cada exposición es proporcional a la cantidad de electrones que fluyen desde el cátodo al ánodo; esto se mide en miliamperios. La calidad o capacidad de penetración del haz de rayos X se determina por la energía cinética de los electrones que golpean el objetivo o el kilovoltaje entre el cátodo y el ánodo. Los electrones con energía cinética alta producen una preponderancia de rayos X energéticos con alto poder de penetración (2). Tales rayos X tienen longitudes de onda más cortas, frecuencias más altas y más poder de penetración (2).

Mejorar la calidad de los haces e imágenes de los rayos X. Con cualquier configuración de miliamperios y kilovoltios, el haz de rayos X emerge del tubo con una variedad de rayos X de diferentes longitudes de onda y frecuencia. La

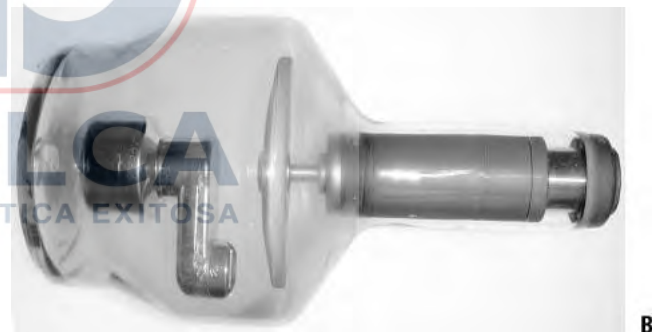


FIGURA 3-2. A: los componentes del tubo de rayos x. B: fotografía de un tubo de rayos X. El revestimiento de vidrio mantiene un vacío absoluto dentro del tubo. Todos los componentes de este están diseñados para soportar altas temperaturas, especialmente el ánodo.

interacción de los rayos X con el tejido vivo es dependiente de la energía de los rayos emitidos (4). Los rayos X de baja energía no son útiles para el diagnóstico y son realmente perjudiciales para el paciente, ya que son totalmente absorbidos por los tejidos, y por lo tanto no llegan a la película o detector. Para corregir este problema, las cubiertas del tubo de rayos X están diseñadas con filtros para eliminar los rayos de baja energía. Los filtros de aluminio, de 1 a 3 mm de espesor, son los tamices de propósito general más utilizados. La filtración es eficaz para cambiar la composición del haz de rayos X al aumentar la proporción de rayos, que son útiles para la imagenología a rayos X,

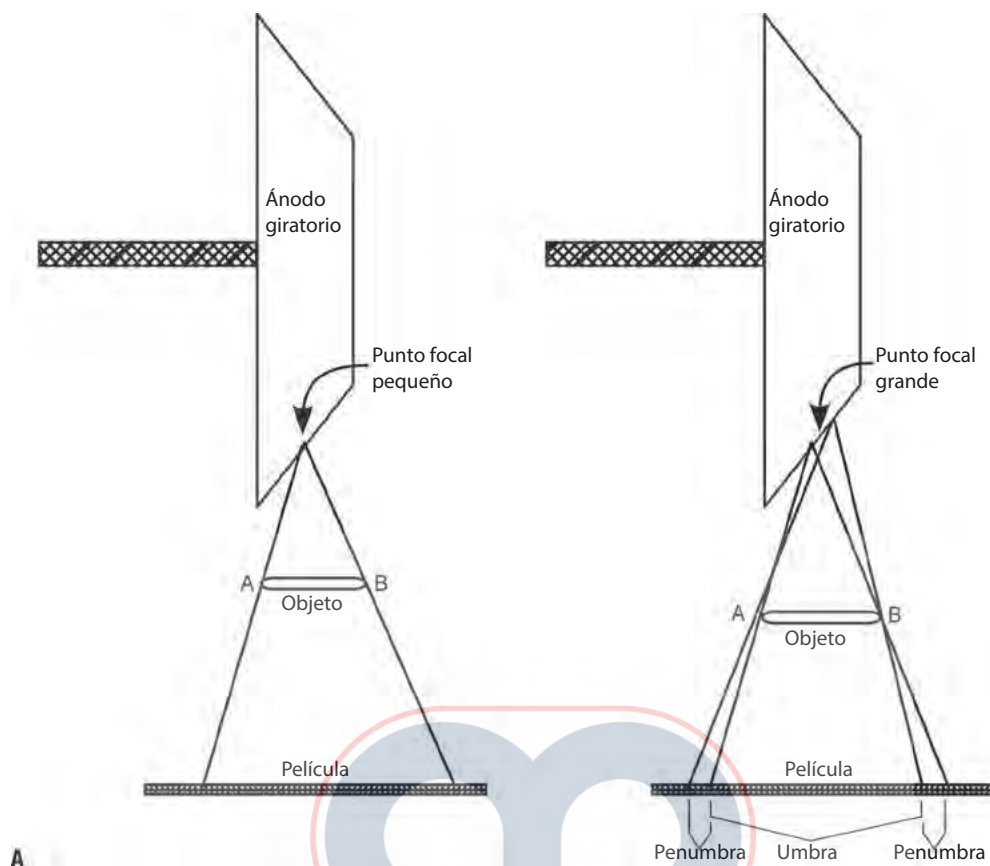


FIGURA 3-3. El efecto del tamaño del punto focal en la nitidez de la imagen. **A:** un punto focal pequeño produce imágenes nítidas. **B:** un punto focal grande produce imágenes borrosas con una penumbra significativa.

lo cual únicamente aumenta la dosis de radiación del paciente. Este proceso se conoce como *endurecimiento del haz*. Al filtrar la radiación de baja energía y permitiendo que pasen los rayos X de alta potencia, una mayor proporción del haz es capaz de penetrar en el paciente, y llevar información útil para el diagnóstico a la película o detector (4).

Las radiografías de diagnóstico de alta energía son generalmente favorecidas porque el paciente absorbe menos radiación; sin embargo, este tipo de rayos X genera radiación dispersa significativa, resultando en imágenes brumosas y disminución en el contraste de tejidos en las placas. Los rayos X que interactúan con los tejidos rebotan en los átomos del tejido y se desvían de su camino recto, dando así lugar a la radiación dispersa. Para controlar la dispersión y mejorar la calidad de imagen, se utilizan rejillas radiográficas. La rejilla es el método más común para controlar la dispersión en la radiografía médica. Las rejillas consisten en tiras finas de plomo separadas por espaciadores transparentes a los rayos X (Fig. 3-4) (5). La cantidad de dispersión es directamente proporcional al espesor de la parte del cuerpo, y también al tamaño del campo (por ejemplo, el área expuesta). Las partes del cuerpo gruesas producen más dispersión que las partes más delgadas. Los tamaños de los campos más grandes también dan lugar a la dispersión y al contraste de tejidos pobres en las imágenes. Las partes del cuerpo delgadas como las manos,

los pies y la columna cervical producen poca radiación dispersa y se pueden radiografiar sin una rejilla. Limitar el tamaño del campo a la zona de interés logra dos objetivos importantes: reducir la dispersión y limitar la radiación a la parte del cuerpo de interés clínico (Fig. 3-5).

La rejilla se posiciona entre el paciente y el receptor de la imagen. Los rayos X que viajan en línea recta llevan información útil y, en su mayor parte, pasan a través de los espaciadores transparentes de la rejilla para llegar a la película o detector. Los rayos dispersos o desviados son absorbidos por las tiras de plomo; esto impide que lleguen al detector, donde degradan la calidad de la imagen (Fig. 3-4) (5).

FLUOROSCOPIA

Una función importante de la fluoroscopia es visualizar la anatomía humana en tiempo real, especialmente durante las intervenciones quirúrgicas o diagnósticas. Los sistemas de fluoroscopia modernos incluyen un intensificador de imagen y un monitor de televisión, pero, aparte de eso, la fluoroscopia y la radiografía comparten los mismos componentes de imagen. Debido a que los médicos operan el equipo fluoroscópico, es importante que entiendan los principios físicos que rigen el uso seguro de estos

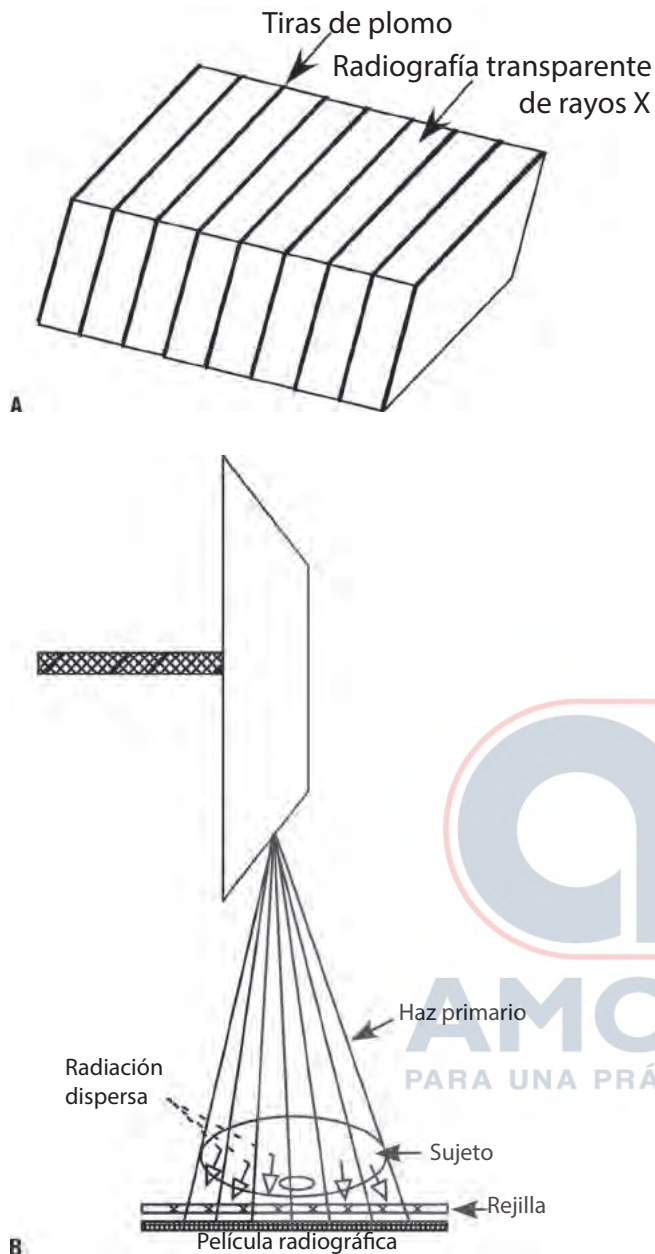


FIGURA 3-4. **A:** diagrama que demuestra una sección transversal de una rejilla radiográfica. **B:** el mecanismo por el cual una rejilla radiográfica absorbe la radiación dispersa permitiendo al mismo tiempo que el haz primario pase a través y llegue a la película radiográfica.

equipos (6). La diferencia entre la fluoroscopia y la radiografía es que la primera tiene una tasa baja de exposición a la radiación. Sin embargo, la radiación total de la exposición a la fluoroscopia es mayor a la de la radiografía. Los equipos de fluoroscopia están disponibles en muchas configuraciones diferentes para el uso de una amplia variedad de aplicaciones clínicas. Las unidades de brazo en C móviles son ideales para el trabajo ortopédico. Ofrecen un diseño compacto, una angulación de la cadena de imágenes y dispositivos de grabación de imagen. Los sistemas

Mini de brazo en C son bastante económicos. Están diseñados para obtener imágenes de las extremidades donde únicamente se necesitan exposiciones bajas (6). Los médicos que utilizan la fluoroscopia deben ser conscientes de las técnicas que disminuyen la exposición a la radiación, tales como la fluoroscopia pulsada y la función de “retención de la última imagen”, la cual tienen las unidades de fluoroscopia modernas.

FORMACIÓN Y TRANSMISIÓN DE IMAGEN

Los fotones de la fuente de rayos X interactúan con los tejidos y pasan a través del cuerpo del paciente para llegar a la película o el detector. Las variaciones en la composición del tejido dan lugar a diferencias en la atenuación y variaciones espaciales en el haz de rayos X que salen del cuerpo del paciente. Para los órganos que contienen aire, como el pulmón, los rayos X pasan con atenuación mínima, mientras que la mayoría son absorbidos o mitigados notablemente a medida que pasan por el hueso cortical. La grasa atenúa las radiografías más que el aire, mientras que el agua y los tejidos blandos atenuan los rayos X más que la grasa, pero menos que el hueso. Estas alteraciones en el haz de rayos X producen diferentes respuestas en la película o detector. La información de diagnóstico en una imagen radiográfica o fluoroscópica se obtiene a partir de los rayos X que emergen después de que el haz incidente pasa a través del cuerpo (4).

IMAGENOLÓGIA Y TRANSMISIÓN DE LA IMAGEN EN LA ERA DIGITAL

En las últimas dos décadas, las tecnologías de imagenología sin película han comenzado a afianzarse, y en este momento casi todas las imágenes de diagnóstico en los países desarrollados se hacen sin película. Los avances que provocaron este cambio incluyen computadoras más rápidas y más baratas, junto con dispositivos de almacenamiento a un precio razonable. Además, el equipo digital moderno fabricado por diferentes empresas puede comunicar información fácilmente utilizando un protocolo digital estándar llamado DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*, por su nombre en inglés) estándar. Hay varios factores que pueden motivar a los radiólogos y los hospitales a cambiarse a la radiografía digital, pero el factor principal es la capacidad de adquirir imágenes de alta calidad y almacenar y distribuirlas de manera eficiente usando un sistema de archivo y comunicación de imágenes (PACS por sus siglas en inglés). Lo que también es importante en un consultorio ortopédico ocupado es la capacidad de la radiografía digital para acelerar el rendimiento del paciente (7, 8).

Los detectores de radiografía de gran superficie de panel plano se han introducido durante la última década. Son ahora la tecnología de preferencia para adquirir imágenes de alta calidad y distribuirlas en toda la empresa médica de manera rápida y eficaz. Algunos estudios han informado de una reducción aproximada del 50% en la dosis de radiación requerida para la imagenología esquelética. También hay una gran ventaja ergonómica sobre

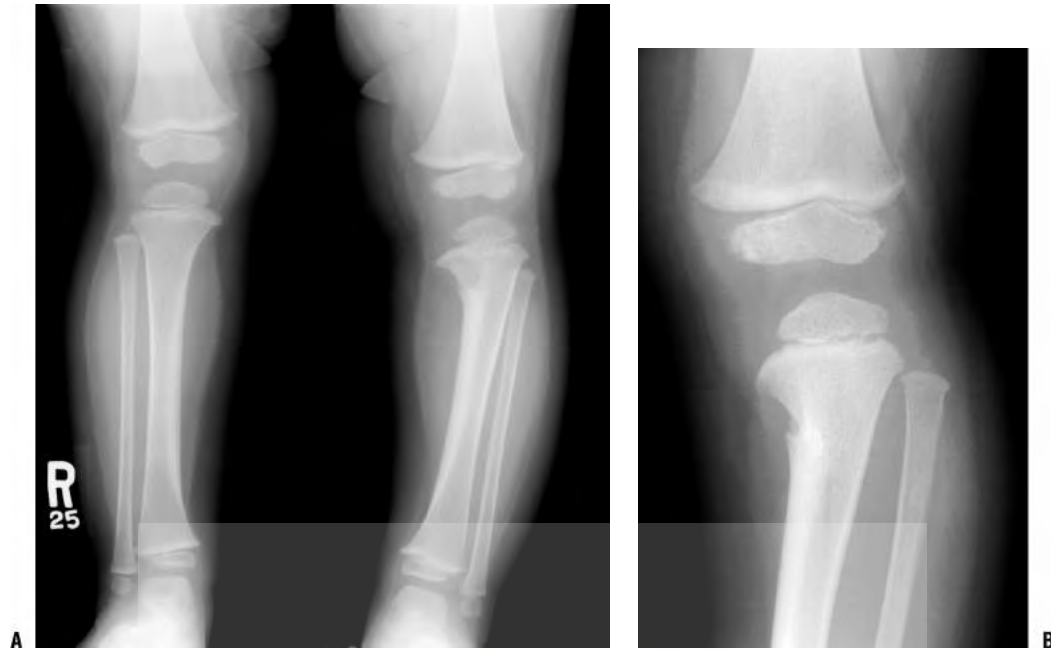


FIGURA 3-5. Resolución mejorada resultante por reducir el cono del haz de rayos X al área de interés. El paciente es un niño de 4 años de edad que presentó una curvatura en la extremidad inferior izquierda. **A:** la vista AP de ambas extremidades inferiores demuestra la curvatura en la extremidad inferior izquierda. Se observó una anomalía en la metáfisis tibial proximal, pero fue difícil decir cuál era la anomalía. **B:** una vista cónica reducida de la rodilla izquierda muestra una displasia fibrocartilaginosa de la tibia proximal.

los sistemas de pantalla/película y radiografía computarizada debido a que no hay necesidad el manejo de casete (Fig. 3-6).

Las ventajas de ahorro de tiempo al cambiar a la tecnología digital no serán plenamente comprendidas, a menos que haya una mayor eficiencia en la gestión y lectura de la imagen. Idealmente, las imágenes digitales se deben ver en los monitores modernos de panel plano utilizando pantallas de cristal líquido (LCD por sus siglas en inglés) con 3 millones de píxeles (2.000 × 1.500).

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR FILAS MULTIDETECTORAS Y SUS APLICACIONES

Con el advenimiento de la MDCT en 1992, la tomografía computarizada (CT por sus siglas en inglés) fue testigo de un avance evolutivo significativo en la tecnología. Las máquinas de MDCT más nuevas tienen filas de detectores alineadas a

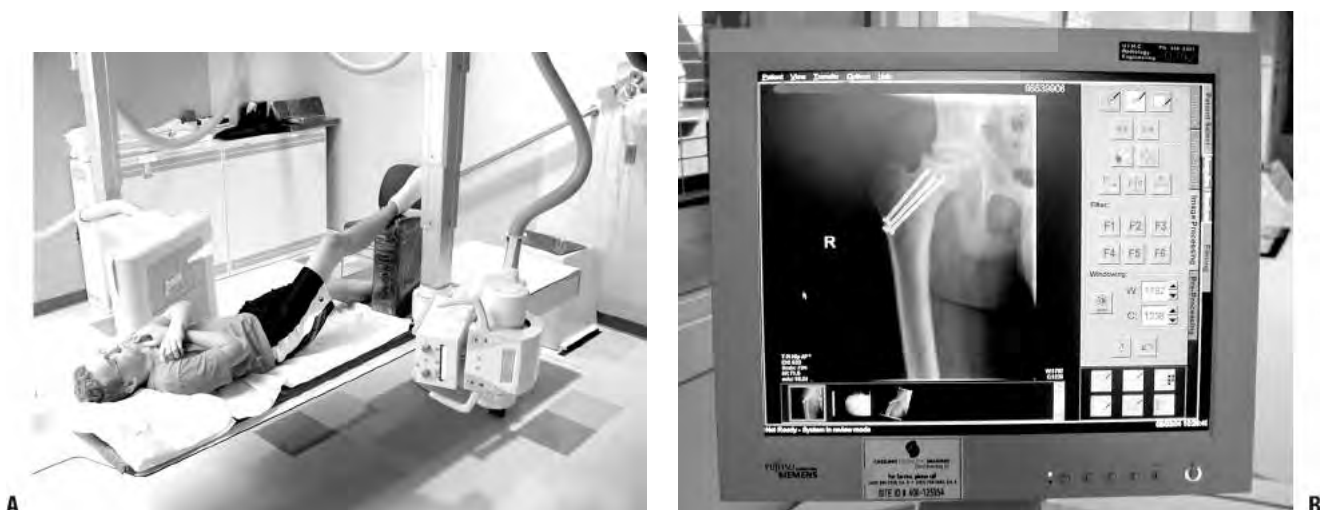


FIGURA 3-6. Equipos de radiografía digital directa. **A:** la combinación de pantalla-película se sustituye con un detector de panel plano. **B:** la imagen aparece en un monitor de televisión unos segundos después de la exposición.



FIGURA 3-7. MDCT para la evaluación de DDH. MDCT se obtuvo después de la reducción de una cadera izquierda congénitamente dislocada. El centro de osificación de la cabeza femoral izquierda es más pequeña que la derecha; sin embargo, está bien reducida y bien centrada dentro del acetábulo izquierdo superficial.

lo largo del eje longitudinal del paciente, (eje z) así como a lo largo del plano transversal o axial (eje x - y). Las ventajas de esta tecnología incluyen velocidad sin precedentes, aumento de la cobertura, imagenología isotrópica, capacidad de formar imágenes de estructuras que tienen hardware metálico, y facilidad

de interpretación. La alta velocidad ha reducido el tiempo de exploración a unos pocos segundos. Esto dio lugar a una mejor resolución temporal y por lo tanto menos desenfoque por movimiento, menos necesidad de sedación en niños (Fig. 3-7), y un considerable ahorro de tiempo en situaciones de emergencia (9).

La imagenología isotrópica proporciona una resolución espacial mejorada, una capacidad de obtener imágenes de dos dimensiones (2D) reformateadas en cualquier plano arbitrario, e imágenes tridimensionales (3D) de alta calidad (Fig. 3-8). Esto incluye no solo imágenes en los planos sagital y coronal estándar, sino también reformaciones planares curvadas, que permiten el enderezamiento de las estructuras curvas, tales como una columna vertebral escoliótica (Fig. 3-9) (10, 11). El renderizado en 3D de superficie y volumen se utiliza para mostrar las relaciones anatómicas, que a veces son esenciales para la planificación quirúrgica (Figs. 3-9 y 3-10).

SEGURIDAD RADIOLÓGICA EN ORTOPEDIA PEDIÁTRICA

Los lactantes y los niños constituyen una subpoblación especial para consideraciones de seguridad radiológica, ya que son los más susceptibles a los efectos de la radiación. El riesgo de radiación es varias veces mayor en los lactantes y niños que en los adultos. Se estima que alrededor de 7 millones de tomografías computarizadas en niños se obtuvieron en 2007, y este número está creciendo en aproximadamente un 10% cada año. Se ha producido un aumento de casi el 400% en el número de CT de columna cervical obtenidas en niños en la sala de urgencias,

AMOLCA
PARA UNA PRÁCTICA EXITOSA



FIGURA 3-8. MDCT utilizado para el estudio de una fractura epifisaria en un niño de 14 años de edad, quien es un atleta. El paciente presentó dolor en la cara medial de la rodilla derecha. **A:** la vista anteroposterior de ambas rodillas muestra un ensanchamiento de la placa epifisaria en el fémur distal derecho. **B:** imagen CT coronal reformateada que ilustra la extensión de la anomalía (*flechas*) que implica únicamente la mitad medial de la placa epifisaria.

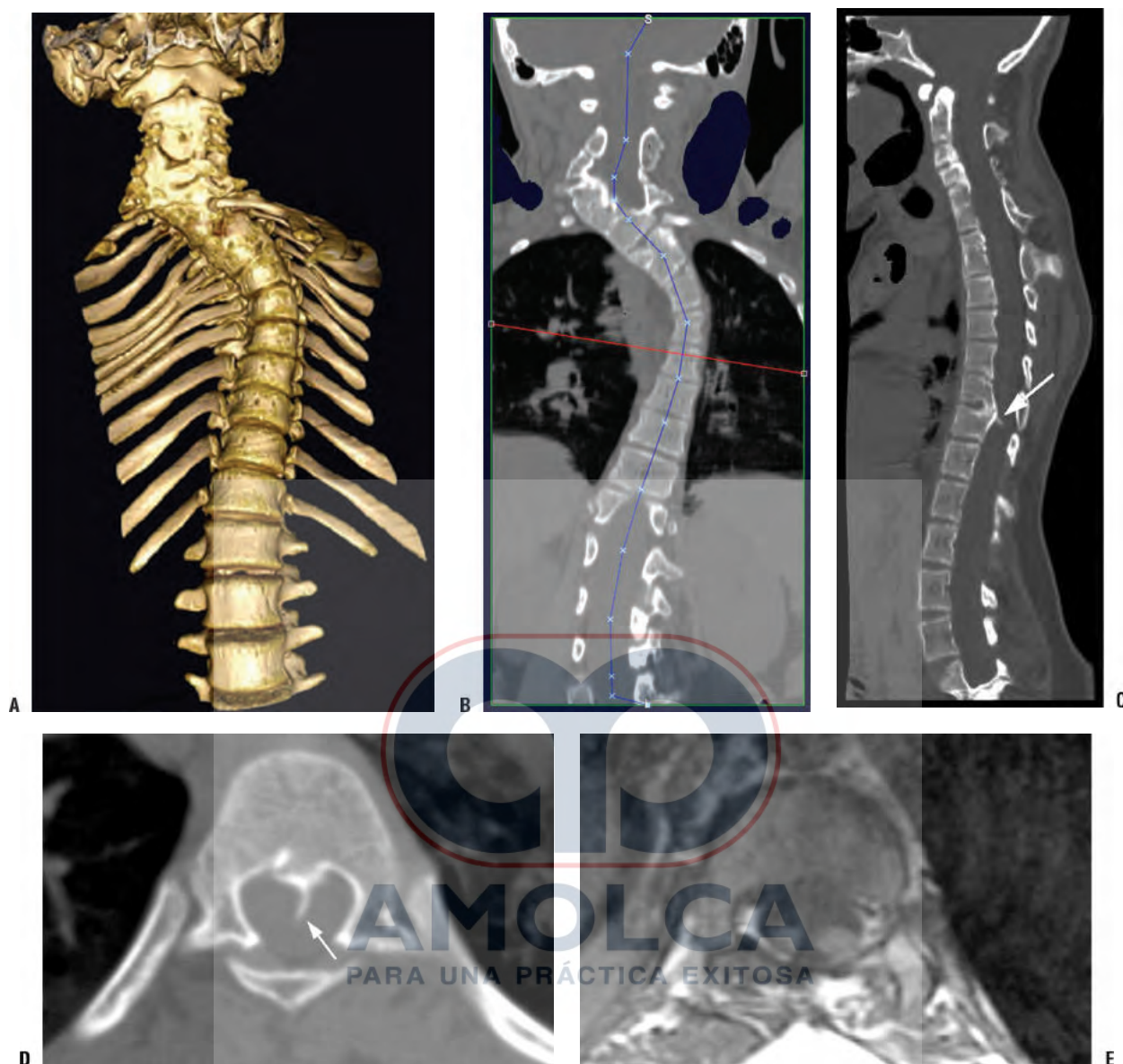


FIGURA 3-9. MDCT utilizado para la evaluación de un paciente de 12 años de edad, con escoliosis congénita y diastematomielia. **A:** imagen en 3D que muestra una escoliosis cervical y torácica severa causada por anomalías congénitas de segmentación. **B:** imagen coronal reformateada utilizada en la planificación de la reforma planar curva con el fin de enderezar la columna vertebral. **C:** reforma planar curva en el plano sagital que muestra las anomalías de segmentación en la columna cervical y torácica. En el nivel de T12, un pico de hueso (*flecha*) se ve surgir desde el cuerpo posterior; esto representa una diastematomielia. **D:** corte axial a través de T12 que muestra el pico óseo (*flecha*) con mayor ventaja. **E:** imagen de resonancia magnética (MRI) ponderada en T1 a través de T12 que muestra el pico óseo dividiendo la médula espinal en dos.

durante el período de 2000 a 2006 (12). Aunque la CT sigue siendo una herramienta de diagnóstico muy valiosa, la exposición a la radiación se ha convertido en un problema de salud pública. La Image Gently Campaign es una iniciativa nacional reciente introducida por la Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging. El objetivo de esta campaña es cambiar nuestra práctica mediante el aumento de nuestra conciencia para reducir la dosis de radiación en los niños. Los cuatro grandes principios rectores emitidos por la Image Gently Campaign

para reducir la exposición a la radiación en los niños son las siguientes:

1. Reducir o “limitar al tamaño de un niño”, la cantidad de radiación utilizada. Los parámetros de imagen como kilovoltaje y miliamperios deben ajustarse al tamaño del paciente para la formación de la misma. Esto concuerda con el principio ALARA (*tan bajo como sea razonablemente posible*, por su traducción al español).

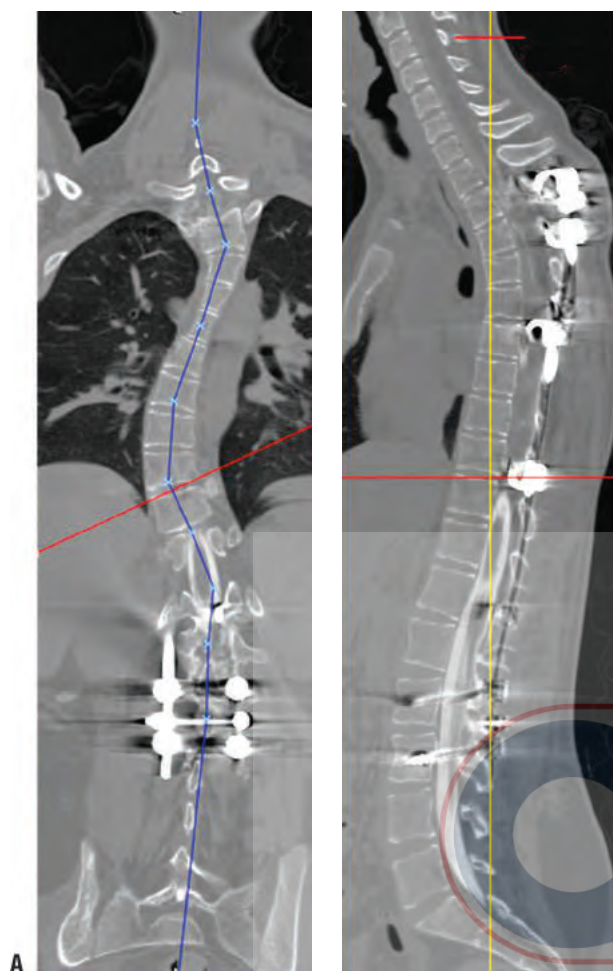


FIGURA 3-10. Reconstrucción multiplanar de un conjunto de datos isotrópicos obtenido con MDCT. Esta niña de 13 años de edad se presentó con signos de compresión en la columna, varios meses después de la fusión espinal posterior por escoliosis. Un mielograma CT se realizó; la MRI se vio limitada por el artefacto metálico. Se efectuó una reconstrucción multiplanar a lo largo de la escoliosis (**A**) que resulta en una imagen sagital recta, (**B**) el cual muestra los ganchos laminares desplazados causando una compresión de la médula en la columna vertebral torácica media.

2. Escanear únicamente cuando sea necesario. Si la pregunta clínica puede ser respondida usando una modalidad que no requiera la exposición a la radiación, tal como un ultrasonido o una MRI, la CT debe ser evitada.
3. Escanear únicamente el área indicada. La exposición debe limitarse a aquellas partes del cuerpo que son absolutamente esenciales para llegar a un diagnóstico. Cuando se utiliza la fluoroscopia, la exposición a la radiación puede limitarse mediante el uso de colimadores electrónicos para limitar la exposición únicamente al área de interés.
4. Escanear una sola vez. Las exploraciones multifásicas, tales como las imágenes precontraste y poscontraste deben evitarse.

ULTRASONOGRAFÍA

La ultrasonografía es una técnica de imagenología valiosa en lactantes y niños. La alta proporción de cartílago a hueso en el esqueleto de un niño hace de la ultrasonografía una herramienta ideal para el sistema musculoesquelético pediátrico (MSK por sus siglas en inglés), en comparación con la radiografía o la CT. Con la creciente conciencia sobre los efectos nocivos de la radiación en el niño en crecimiento, la ultrasonografía se ha convertido en una herramienta aún más valiosa. Otras ventajas de la ultrasonografía incluyen la capacidad de realizar imágenes en tiempo real con capacidad multiplanar, sin necesidad de sedación, de fácil transporte, amplia disponibilidad y costo relativamente bajo.

Física. Normalmente, la sonografía de diagnóstico funciona entre las frecuencias de 1 y 20 MHz. La velocidad promedio del sonido en tejidos blandos es de 1.540 m/s, siendo mayor en tejidos con mayor densidad, como el hueso, y menor en tejidos de menor densidad, como la grasa. A medida que las ondas de sonido viajan a través de los tejidos, se atenúan debido a la reflexión, refracción, absorción y dispersión. El componente reflejado produce el eco, el cual forma la imagen. El brillo de la imagen es directamente proporcional a la intensidad del eco y produce lo que se denomina la imagen a *escala de grises*. La cantidad de reflexión que ocurre en la interfase, entre dos tejidos, es directamente proporcional a la diferencia en su impedancia acústica. Una interfaz que refleja la mayor parte del haz del sonido, como el hueso, se denomina *altamente ecogénica* y aparece brillante en la pantalla. Por el contrario, las estructuras transmisoras de sonido, como los quistes, no reflejan las ondas sonoras y aparecen oscuras o anecoicas. El músculo esquelético es hipoeico en comparación con la grasa y el hueso adyacente.

Los septos perimisiales, que separan los fascículos primarios dentro de los músculos, aparecen como líneas ecogénicas paralelas contra el fondo hipoeico del músculo en las imágenes longitudinales. Los tendones normales son ecogénicos y exhiben una ecotextura fibrilar correspondiente a las interfases entre los haces de colágeno densamente agrupados y los septos circundantes. La visualización de la ecotextura fibrilar requiere que el haz de ultrasonido sea perpendicular al eje del tendón (13). Si el haz de ultrasonido es oblicuo al tendón, se produce una hipocogenicidad falsa, la cual puede imitar una lágrima. Las epífisis cartilaginosas no osificadas aparecen hipoeicoas en relación con los tejidos blandos adyacentes, y por lo general contienen ecos finos moteados. Los centros de osificación dentro del cartílago aparecen hipereicoas. El cartílago articular aparece como una superficie lisa, anecoica, y con una capa de 1 a 2 mm de espesor.

La formación de imágenes Doppler se basa en el principio donde las ondas sonoras golpean una partícula en movimiento, el sonido reflejado se somete a un cambio de frecuencia (desplazamiento Doppler), que es directamente proporcional a la velocidad del objeto en movimiento. En las imágenes Doppler a color, el cambio de frecuencia o velocidad se representa en diferentes tonos (los colores más claros se asignan a las frecuencias más altas), mientras que la dirección, según la convención, se denota en rojo para

el flujo hacia el transductor y en azul para la dirección opuesta desde el transductor. La sonografía Doppler de potencia es más sensible al flujo lento, pero carece de información direccional.

Aplicaciones

Anomalías del desarrollo. La displasia en el desarrollo de la cadera (DDH por sus siglas en inglés) es la indicación más común para la ultrasonografía MSK en los neonatos (14). En los primeros 6 meses de vida, la sonografía ofrece muchas ventajas sobre la radiografía, ya que puede visualizar directamente la cabeza femoral cartilaginosa y las estructuras de los tejidos blandos circundantes, tales como el labrum. Aunque la evaluación clínica de la cadera detecta la gran mayoría de los casos, el problema de la aparición tardía de la displasia congénita ha conducido al uso generalizado de la sonografía para el diagnóstico temprano de esta afección. Un estudio de 7.236 lactantes en los Países Bajos mostró que la sonografía de cadera tuvo una sensibilidad del 88,5%, especificidad del 96,7%, valor predictivo positivo del 61,6% y valor predictivo negativo del 99,4% (15). Este estudio también demostró que el uso selectivo de la sonografía de cadera neonatal en los bebés con factores de riesgo, resulta en una tendencia hacia una menor tasa de aparición de casos de DDH (15). Aunque la evaluación sonográfica universal para la DDH detectaría casos que se pierden clínicamente, los inconvenientes de la evaluación universal incluyen el costo, el potencial de tratamiento excesivo, y las complicaciones como necrosis avascular de la cabeza femoral. En América del Norte, ni el gobierno de EE.UU., ni el canadiense, creen que la evidencia actual apoya la evaluación universal de la población general con sonografía de cadera (16). Se recomienda la sonografía para

los neonatos en quienes el examen físico de cadera es equívoco y para los lactantes con factores de riesgo de DDH. Estos factores de riesgo incluyen antecedentes familiares positivos, posición de parto de nalgas, y las enfermedades que pueden ser causadas por el hacinamiento intrauterino como el pie zambo neonatal y la tortícolis (17). La evidencia actual disponible no recomienda el uso rutinario de la sonografía de cadera para los lactantes con un examen clínico anormal después de 2 semanas de edad (18). Estos lactantes deben ser referidos directamente a ortopedistas para un tratamiento. La evaluación sonográfica para la DDH se realiza de manera óptima cuando el bebé tiene de 4 a 6 semanas de edad. Este abordaje reduce la tasa de casos de falsos positivos que pueden ser vistos en el periodo neonatal debido a la inmadurez fisiológica de las caderas.

Hay dos grandes métodos sonográficos para la evaluación de la cadera: el método estático de Graf, que enfatiza en la morfología, y la técnica dinámica de Harcke, la cual destaca la estabilidad de la cabeza femoral (19, 20). En el método estático, la proyección de la imagen del plano coronal se realiza con el bebé en la posición supina o de decúbito, y la cadera se evalúa cualitativa y cuantitativamente (Fig. 3-11A,B). El ángulo α representa el techo óseo, y el ángulo β representa el techo cartilaginoso del acetábulo. Sin embargo, se ha demostrado que estos ángulos tienen mala reproducibilidad entre los examinadores (21). La evaluación dinámica de la cadera la somete a maniobras de presión para determinar su estabilidad. Con el lactante relajado, el examinador puede evaluar la laxitud ligamentosa y la dislocabilidad, mediante la realización de la aducción con presión suave o, el posicionamiento y la relocalización, mediante la realización de secuestro (Fig. 3-12A,B). Con base en la apariencia sonográfica de la cadera, las cuatro clasifi-

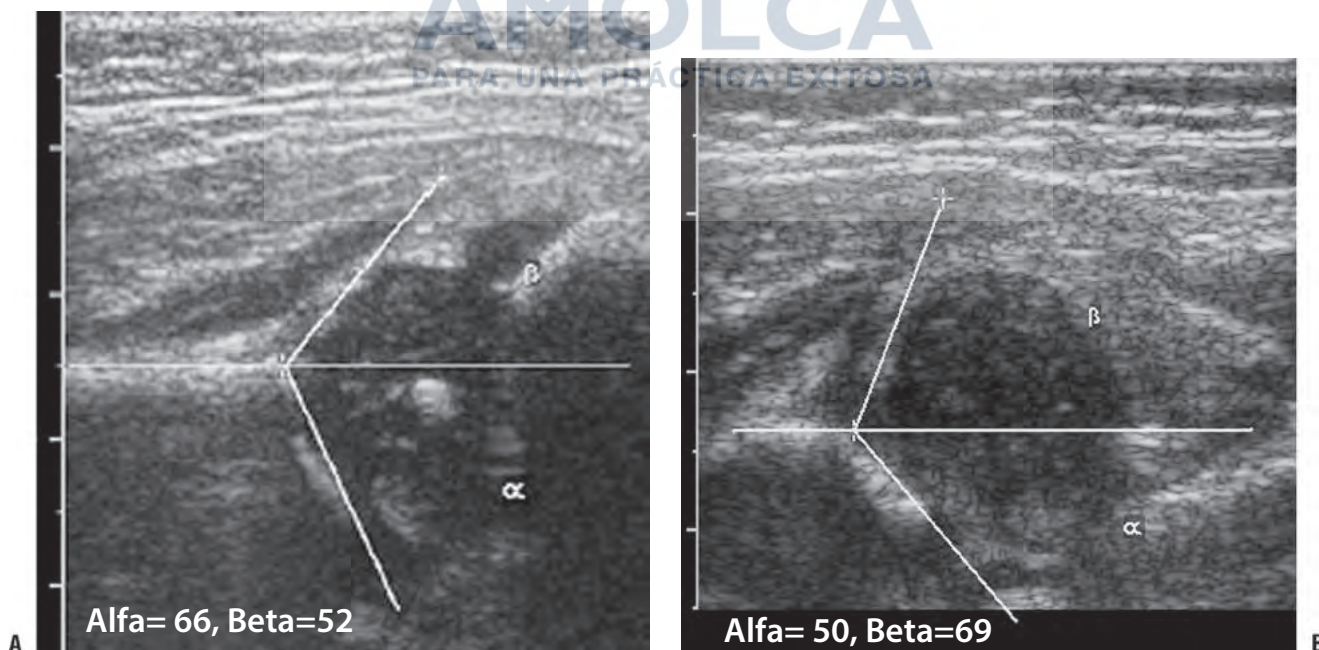


FIGURA 3-11. Ultrasonido estático de cadera para displasia de cadera. **A:** vista coronal de una cadera normal que muestra buena cobertura de la cabeza femoral, con ángulos α y β normales. **B:** vista coronal de un acetábulo displásico. La cabeza femoral está descubierta lateralmente por el acetábulo poco profundo. El ángulo α es anormal (50 grados), y el labrum está levantado lateralmente, con un ángulo β anormal.

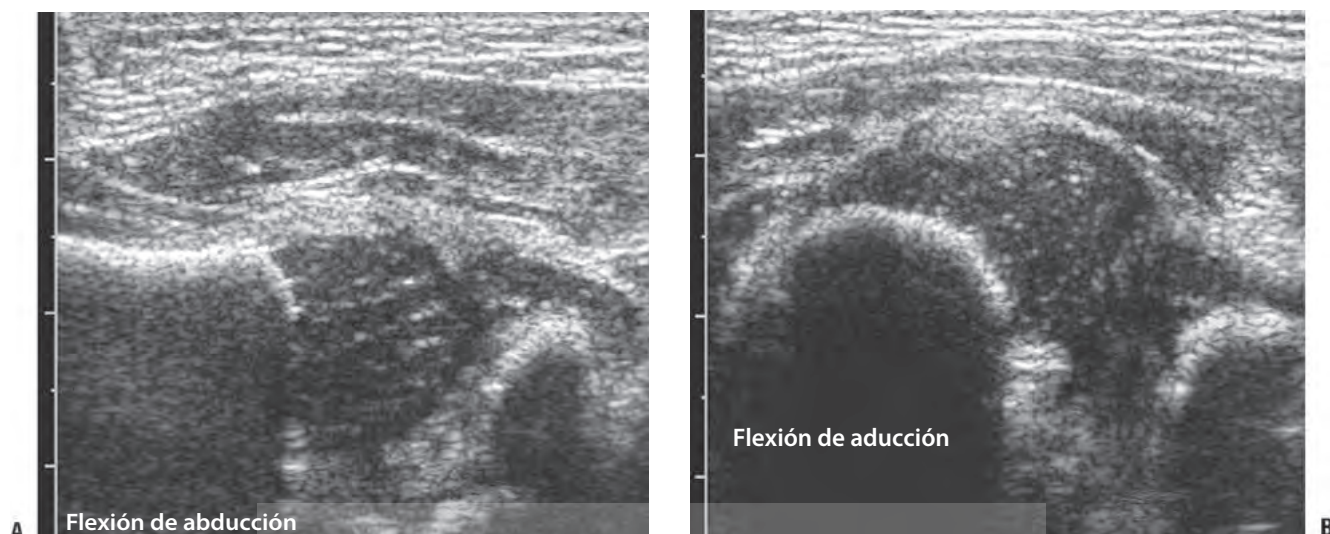


FIGURA 3-12. Ultrasonido de cadera dinámico para displasia de cadera. **A:** en la abducción, la cabeza femoral se posiciona normalmente con respecto al acetábulo. **B:** en la aducción, la cabeza femoral se encuentra a lo largo de la cara posterolateral del isquion, en el margen posterior del acetábulo, consistente con la displasia de cadera.

caciones principales utilizadas son normal, inmaduro, displasia moderada y displasia más severa con desplazamiento de la cabeza femoral (18). Una vez que un niño con displasia de cadera ha sido colocado en un arnés, la sonografía puede utilizarse para evaluar la relación de la cabeza femoral al acetábulo. Las imágenes Doppler a color pueden determinar la idoneidad del suministro de sangre a la cabeza del fémur y pueden identificar a los pacientes en riesgo de necrosis avascular (22).

La ultrasonografía también se puede utilizar para evaluar las estructuras no osificadas en las anomalías congénitas de extremidades como la deficiencia focal proximal femoral (PFFD por sus siglas en inglés), la rótula dislocada congénita o la hipoplásica y pie zambo (23, 24). La PFFD se caracteriza por un grado variable de deficiencia en el fémur proximal. La ultrasonografía se puede utilizar para determinar la gravedad de la PFFD debido a su capacidad para identificar la cabeza femoral y la porción sin osificar del fémur. Es particularmente útil para diferenciar entre el tipo A y el tipo B de PFFD, mediante la demostración

de la presencia o ausencia de una conexión cartilaginosa entre la cabeza femoral y el eje femoral. Los huesos, en gran medida cartilagosos de los pies de los bebés, permiten a las imágenes de ultrasonido representarlos y también determinar y describir su mala alineación en el pie zambo y el astrágalo vertical congénito. A pesar de la capacidad de proporcionar información de diagnóstico, la sonografía de los pies de los lactantes no se ha convertido en la corriente predominante de la evaluación.

La ultrasonografía es un método rápido y económico para descartar la presencia de una médula anclada en un niño nacido con un hoyuelo sacro o parche peludo, evitando así una MRI que requiere sedación. En los primeros 6 meses de vida, los elementos cartilagosos de las apófisis espinosas posteriores permiten que las ondas sonoras alcancen el canal raquídeo, lo que posibilita la visualización de la médula. En los recién nacidos, el cono termina en el nivel L2-3. El ultrasonido se puede usar para evaluar la aparición y posición del cono, y las raíces nerviosas circundantes en el saco tecal (Fig. 3-13). Las características sonográficas de una médula anclada incluyen un cono de baja altitud, raíces nerviosas dorsalmente desplazadas (que pueden estar adheridas a la pared posterior del saco tecal), un tejido adiposo ecogénico en el saco tecal distalmente, y la falta de movimiento normal en la cauda equina. Una sonografía normal previene la necesidad de una evaluación adicional con MRI.

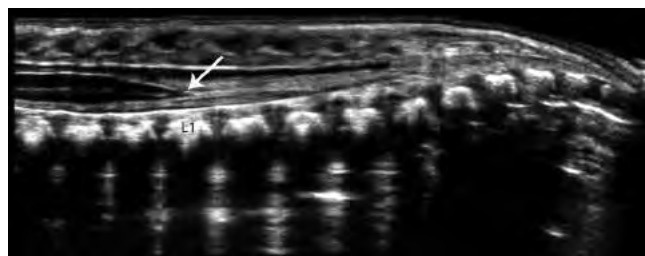


FIGURA 3-13. Ultrasonido para evaluar la médula anclada. Imagen longitudinal de la columna vertebral que muestra un cono medular normal estrechándose hasta su fin en el nivel L1 en un recién nacido. La cola de caballo circundante tiene una configuración normal.

Infección e inflamación. Una de las principales aplicaciones de la ultrasonografía en la imagenología MSK pediátrica es la evaluación de la cadera adolorida. La ultrasonografía es una técnica segura, no invasiva, y sensible para la detección de un derrame articular. Las imágenes parasagittales anteriores que apuntan en sentido anterior muestran la cápsula ecogénica normal y la membrana sinovial estrechamente aplicadas, siguiendo

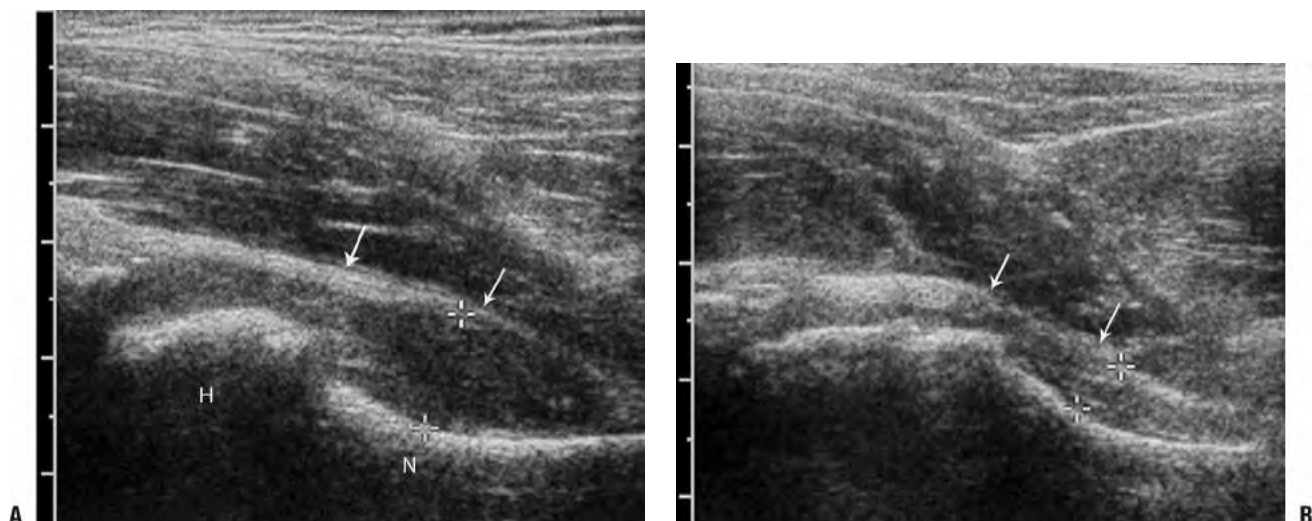


FIGURA 3-14. Ultrasonido para la detección de derrame articular de cadera. Niño de tres años de edad con dolor en la cadera. **A:** evaluación longitudinal de la cadera sintomática desde un abordaje parasagital anterior que demuestra una distensión capsular (pinzas) con abultamiento anterior de la cápsula articular (*flechas*). **B:** el lado normal contralateral muestra la configuración cóncava de la cápsula (*flechas*). (H, cabeza femoral; N, cuello femoral).

la concavidad del cuello femoral. El fluido que llena la articulación de la cadera causa una forma convexa de la cápsula de la articulación, proporcionando un diagnóstico confiable de derrame articular. Aceptar que el niño asuma una postura de rana cómoda debe ser evitada, ya que permite que el fluido se acumule en la parte posterior y puede dar lugar a un estudio de falsos negativos (Fig. 3-14A,B). El lado contralateral asintomático ofrece una excelente comparación. Hasta un 1 mL de fluido se puede detectar (25, 26); sin embargo, la aparición de fluido en el ultrasonido no es específica y no puede ser utilizada

para diferenciar una cadera séptica de una sinovitis tóxica (27). Aunque la detección de un aumento del flujo sanguíneo en la evaluación Doppler sugiere una artritis séptica, un resultado normal no excluye la posibilidad de infección. Una vez que se detecta la presencia de fluido, la sonografía se puede utilizar para guiar la aspiración percutánea con el fin de distinguir entre una sinovitis tóxica y una articulación séptica.

La ultrasonografía es también la prueba de diagnóstico preferida para la evaluación de un posible cuerpo extraño, especialmente cuando el cuerpo misterioso es pequeño y radio-

PARA UNA PRÁCTICA EXITOSA

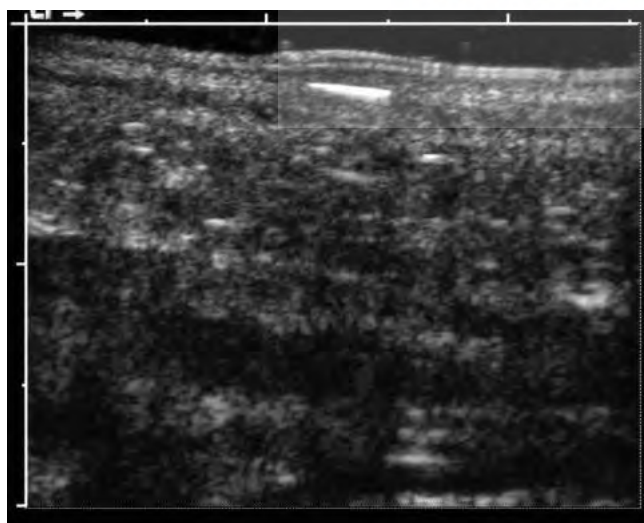


FIGURA 3-15. Ultrasonido para la detección de un cuerpo extraño. El ultrasonido muestra un foco ecogénico lineal justo debajo de los tejidos subcutáneos en el talón de un niño que había pisado vidrios rotos. Un fragmento de 5 mm de vidrio se eliminó por desbridamiento quirúrgico.

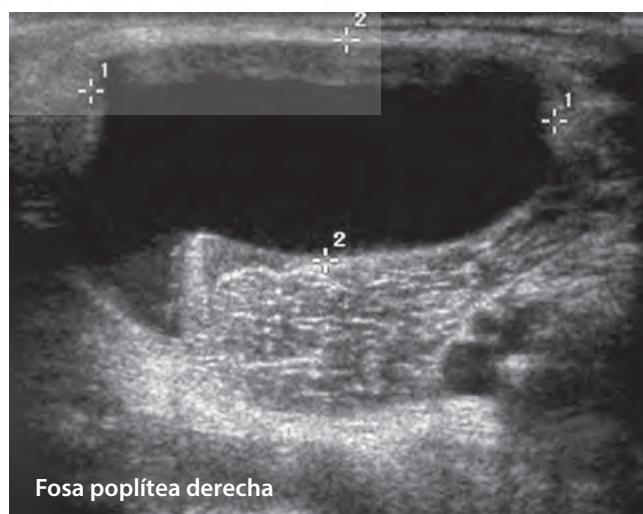


FIGURA 3-16. Ultrasonido para la evaluación de una masa palpable. Niño de cinco años de edad que presentó una masa poplíteo. El ultrasonido muestra una lesión anecoica con una cola que se extiende hacia la articulación. Los hallazgos son consistentes con un quiste poplíteo.



FIGURA 3-17. Ultrasonido para la evaluación de una masa palpable. Bebé de treinta y seis días de nacido con una masa cervical izquierda. Barrido longitudinal del lado izquierdo del cuello que muestra la ampliación fusiforme del músculo esternocleidomastoideo en consonancia con la fibromatosis coli.

transparente como una astilla de madera (Fig. 3-15). La madera produce una sombra acústica posterior, mientras que el metal y el vidrio demuestran artefactos de reverberación posteriores. La sonografía ha manifestado tener una sensibilidad superior al 95% en la detección de cuerpos extraños (28).

En las artropatías inflamatorias, como la artritis idiopática juvenil (JIA por sus siglas en inglés), la ultrasonografía se puede utilizar para controlar el proceso inflamatorio mediante la cuantificación de engrosamiento sinovial, derrame suprarrotuliano, y espesor de cartílago (29).

Masas de tejido blando. Aunque la MRI es más precisa en caracterizar y delinear la extensión de las masas de tejidos blandos, la ultrasonografía es una modalidad sencilla, no invasiva, que se puede utilizar para evaluar sospechosas lesiones de tejidos blandos y diferenciar entre masas quísticas y sólidas (Fig. 3-16). La evaluación sonográfica de una masa de tejidos blandos se realiza mejor con un transductor lineal de matriz de alta resolución. Cuando se evalúa una masa, el uso de una almohadilla de aislamiento acústico ayuda a mejorar la visualización de las lesiones superficiales. La ultrasonografía puede diagnosticar masas de tejidos blandos que tienen características típicas de imagen, como quistes, fibromatosis coli, linfangiomas, linfadenopatía con formación de abscesos, y malformaciones vasculares (Fig. 3-17) (30). Cuando los tumores de tejidos blandos no tienen un aspecto sonográfico específico, la ultrasonografía se puede utilizar para localizar la masa y proporcionar una guía de la biopsia con aguja.

IMAGENOLÓGIA POR RESONANCIA MAGNÉTICA EN LA EVALUACIÓN DE ENFERMEDAD MUSCULOESQUELÉTICA PEDIÁTRICA

Debido a su excelente contraste con los tejidos blandos, la MRI se ha convertido en la modalidad de elección en la evaluación de la médula ósea, cartílago, articulaciones y tejidos blandos. La ausencia de radiación ionizante hace que la MRI sea particularmente ventajosa en la imagenología para niños. Su principal limitación es el tiempo relativamente largo de escaneo y la necesidad de sedación en la mayoría de los niños menores de 5 años.

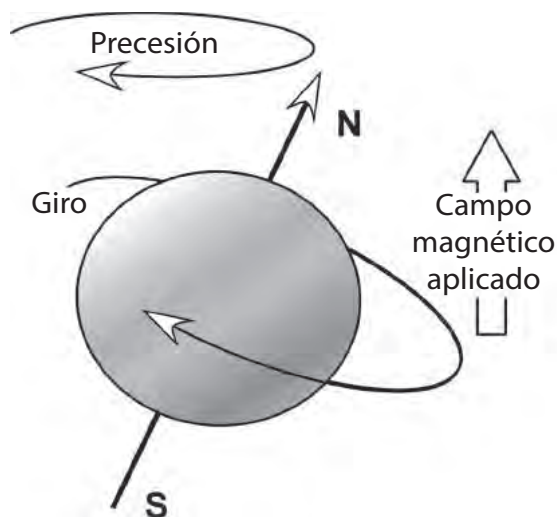


FIGURA 3-18. El protón girando actúa como un pequeño dipolo magnético. Cuando se coloca en un campo magnético, se alinea a sí mismo de manera paralela con el campo magnético externo y se procesa sobre el campo aplicado.

Física de la MRI. Están disponibles varios y excelentes textos que abordan la física de la MRI. Se discute brevemente el concepto de ponderación en T1 y T2 en los siguientes párrafos. El núcleo de hidrógeno es el núcleo más comúnmente reflejado en la MRI clínica debido a su abundancia en los tejidos biológicos y sus propiedades magnéticas favorables. Los protones giratorios actúan como pequeños magnetos, y cuando se colocan en un campo magnético externo grande, se alinean en paralelo con el campo (Fig. 3-18). En las imágenes de eco de espín convencional, un pulso de frecuencia de radio (RF por sus siglas en inglés) se aplica, lo cual causa que los protones en el tejido giren 90 grados. Cuando se retira el pulso de RF, los protones se realinean a sí mismos de forma paralela al campo magnético externo. La tasa a la que los protones se realinean en el campo magnético externo se denomina *relajación T1* (Fig. 3-19A,B). Esta es una constante de tiempo específica de los tejidos. El tiempo necesario para que el 63% de los núcleos desviados se alineen con el campo magnético externo después de la terminación del pulso de RF de 90 grados, es el tiempo de relajación T1 de ese tejido. El tiempo de relajación T1 de la grasa es más corto que la del agua; así, en las imágenes ponderadas en T1 (T1-w), la grasa tiene una alta intensidad de señal, mientras que el agua tiene una intensidad de señal relativamente baja. Las imágenes T1-w son excelentes para representar detalles anatómicos (Tabla 3-1).

La *descomposición T2* se refiere a la pérdida de magnetización en el plano transversal. Inmediatamente después del pulso de RF de 90 grados, todos los núcleos desviados se encuentran en el plano transversal y giran en fase; sin embargo, poco después, a causa de las interacciones con los núcleos cercanos, se deslizan fuera de fase. Como resultado, la magnetización transversal disminuye, y esto es llamado *relajación T2* o *descomposición*. La descomposición T2 es más rápida para la grasa que para el agua, y por lo tanto el agua tiene una señal más alta que la de la grasa en las imágenes ponderadas en T2 (T2-w) (Fig. 3-20).

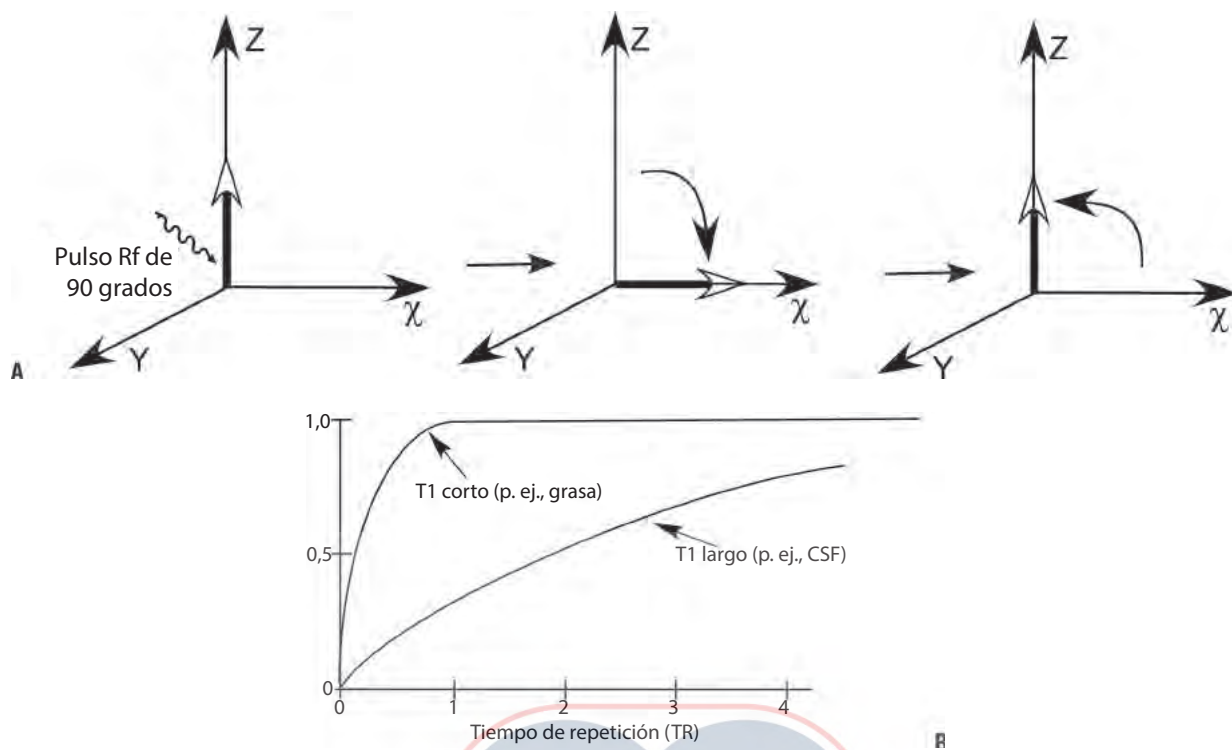


FIGURA 3-19. Tiempo de relajación T1. **A:** secuencia de eventos cuando se aplica un pulso de RF de 90 grados. El protón magnetizado se inclina 90 grados desde el eje del campo externo. A continuación, los protones girados comienzan a relajarse o realinearse con el campo magnético externo a un ritmo definido por el tiempo de relajación T1 del tejido. **B:** los tejidos con tiempos de relajación T1 corto (por ejemplo, grasa) aparecen brillantes en las imágenes ponderadas en T1, en comparación con los tejidos con tiempos de relajación T1 largos, tales como el líquido cefalorraquídeo (CSF por sus siglas en inglés).

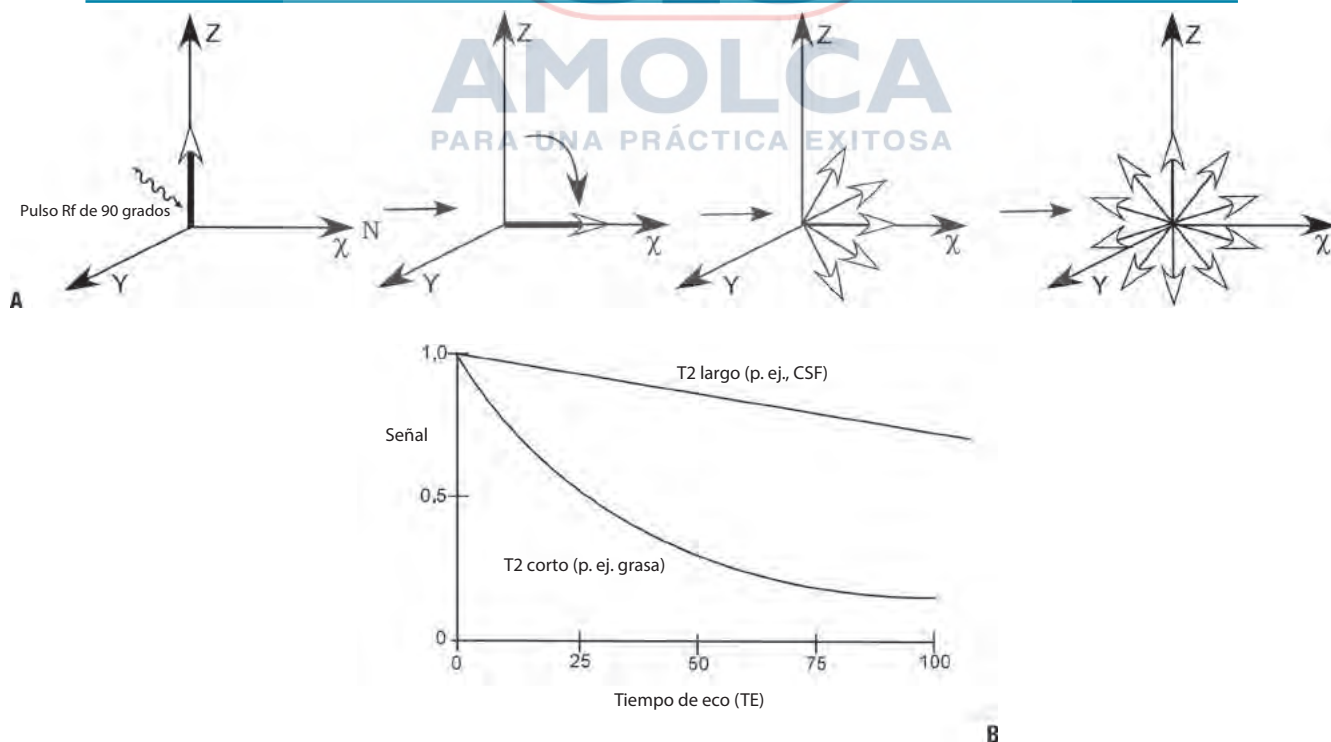


FIGURA 3-20. Tiempo de relajación T2. **A:** después de la aplicación del pulso de RF de 90 grados, la magnetización transversal disminuye debido a la interacción de los protones inclinados con los núcleos adyacentes. Esto se llama "relajación T2". **B:** en una imagen ponderada en T2, los tejidos con tiempos de relajación T2 largos (p. ej., CSF) producen señales luminosas.



FIGURA 3-21. Imagen ponderada en T1 para la detección de fracturas. Niño de catorce años de edad con dolor en la rodilla después de un trauma. La radiografía fue normal. La imagen ponderada en T1 sagital muestra una fractura metafisaria no desplazada. Además, un derrame de capas está presente con la porción no dependiente más brillante de una lipohemartrosis.

Secuencias de pulsos usadas comúnmente. Las secuencias de imagenología primarias utilizadas en MRI MSK son ponderadas en T1, ponderadas en T2, densidad de protones, grasas saturadas ponderadas en T2, o imágenes STIR (short tau inversión recovery, por su nombre en inglés) e imágenes ponderadas en T1 postcontraste con saturación adiposa.

Las imágenes ponderadas en T1 son excelentes para el detalle anatómico. También tienen la mayor especificidad en la detección de la patología de la médula y alteraciones postraumáticas tales como fracturas no desplazadas (Fig. 3-21). La mayoría de las anomalías tienen una intensidad de señal baja en secuencias ponderadas en T1. Algunas excepciones incluyen lesiones que contienen productos sanguíneos, grasa, alto contenido de proteínas y calcificaciones (Fig. 3-21). Las secuencias ponderadas en T1 saturadas de grasa después de la administración intravenosa de gadolinio (Gd por sus siglas en inglés) se utilizan para diferenciar un tumor de un quiste y para evaluar la presencia de acumulaciones de líquido (abscesos) en los casos en que se sospecha osteomielitis o infecciones de los tejidos blandos.

Las imágenes ponderadas en T2 son más sensibles para la detección de patologías. La mayoría de las lesiones tienen una alta intensidad de señal en imágenes ponderadas en T2, y por lo tanto tienen una mayor sensibilidad en la detección de la patología. Las lesiones que tienen una señal T2 baja son relativamente pocas e incluyen tejido mineralizado, fibrosis, productos sanguíneos (por ejemplo, hemosiderina) y altas concentraciones de Gd. Debido a la alta señal normal de la grasa en las imágenes ponderadas en T2, las secuencias deben realizarse con saturación adiposa. Esto es especialmente cierto en la formación de imá-

TABLA 3-1 Secuencias de pulso: aplicaciones clínicas

Secuencia	Fortalezas	Limitaciones
T1 SE	<ul style="list-style-type: none"> Delimitación anatómica Técnica sensible para la detección de la grasa, hemorragia subaguda y líquido proteínico Patología meniscal Líneas de fractura 	<ul style="list-style-type: none"> Menos sensible en la detección de un edema y patología de la médula, en comparación con las técnicas ponderadas en T2
T2 SE	<ul style="list-style-type: none"> Detección de edema, patología de la médula 	<ul style="list-style-type: none"> Tiempo largo para la formación de imágenes
Densidad de protones	<ul style="list-style-type: none"> Patología meniscal Detalle anatómico 	<ul style="list-style-type: none"> No es sensible para la detección de edema, médula con patología
T2 FSE	<ul style="list-style-type: none"> Artefacto de menor susceptibilidad, por lo tanto, bueno para obtener imágenes de los pacientes con hardware Menor tiempo para formación de imágenes que T2 SE Imágenes de grasa saturada para detectar un edema medular y los tejidos blandos, tumores, infecciones e inflamación 	<ul style="list-style-type: none"> La grasa es más brillante que las imágenes T2 SE convencionales
STIR	<ul style="list-style-type: none"> Sensible para la detección de un edema medular y los tejidos blandos, tumores, infección, e inflamación 	
Eco de gradiente	<ul style="list-style-type: none"> Artefacto propenso a susceptibilidad, por lo tanto, bueno para la detección de hemorragia, hemosiderina y cuerpos libres Evaluación del cartílago articular, ligamentos, tendones Imágenes 3D 	<ul style="list-style-type: none"> Propenso a efectos de susceptibilidad; artefactos de piezas de metal más pronunciados Menos sensible al edema medular

SE, eco de espín; FSE, eco de espín rápido; STIR, recuperación corta de la inversión tau; 3D, tridimensional.

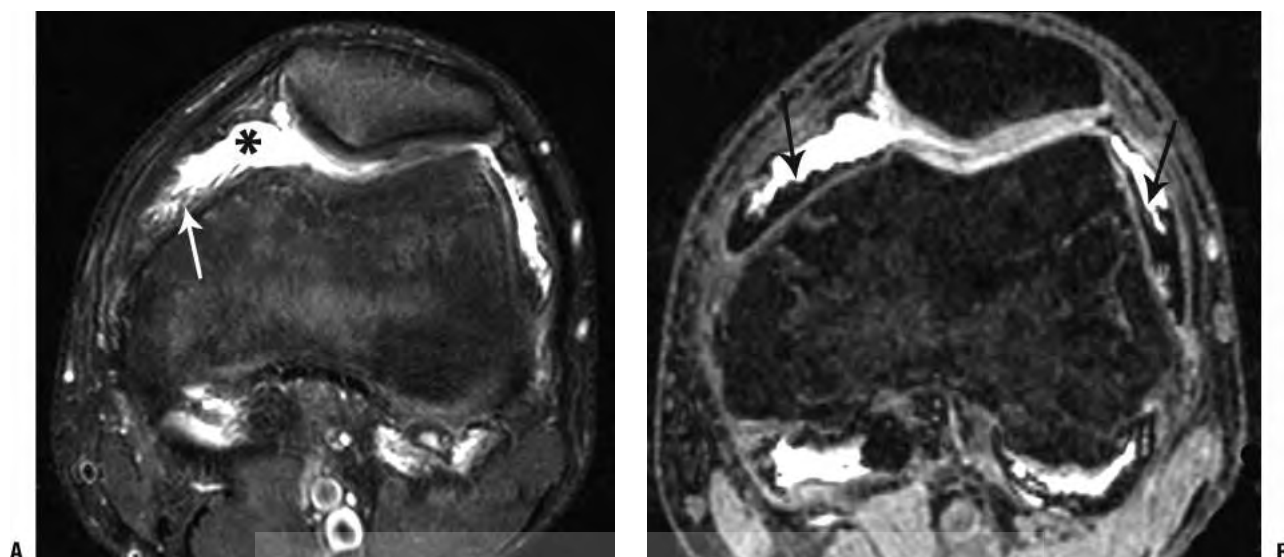


FIGURA 3-22. Detección de hemosiderina en un niño de 13 años de edad con antecedentes de hemofilia. **A:** imagen ponderada en T2 axial a través de la rodilla que muestra un derrame articular (*), con un revestimiento sinovial hipointenso (flecha). **B:** la hipointensidad de la membrana sinovial es más pronunciada en la imagen de eco de gradiente, secundaria a la susceptibilidad magnética de hemosiderina (flechas).

genes de la médula ósea, donde el edema es mucho más conspicuo en las imágenes T2 suprimidas de grasa y espín de eco rápido (FSE). La supresión de grasa se puede lograr mediante la aplicación de un pulso de presaturación selectivo en frecuencia, o mediante el uso de una secuencia de inversión-recuperación (STIR). Las secuencias de inversión-recuperación, sin embargo, tienen menos relación señal-ruido que las imágenes ponderadas en T2 suprimidas de grasa (31). Mientras que las imágenes de STIR se utilizan generalmente para cubrir un área grande en los planos coronal o sagital, las imágenes ponderadas en T2 saturadas de grasa son excelentes para numerosas rebanadas finas en el

plano axial. En presencia de piezas de metal, las secuencias STIR pueden ser muy útiles en la reducción de los artefactos.

La secuencia de la densidad de los protones proporciona un excelente detalle anatómico de las estructuras de los tejidos blandos, como los músculos, tendones, cartílago articular, y meniscos, debido a su alta resolución espacial y relación señal-ruido mejorada.

Las anteriores secuencias comúnmente usadas pueden ser complementadas con imágenes de eco de gradiente (GRE por sus siglas en inglés) para evaluarlos cartílagos y la búsqueda de productos sanguíneos. Las técnicas GRE 3D isotrópico permi-

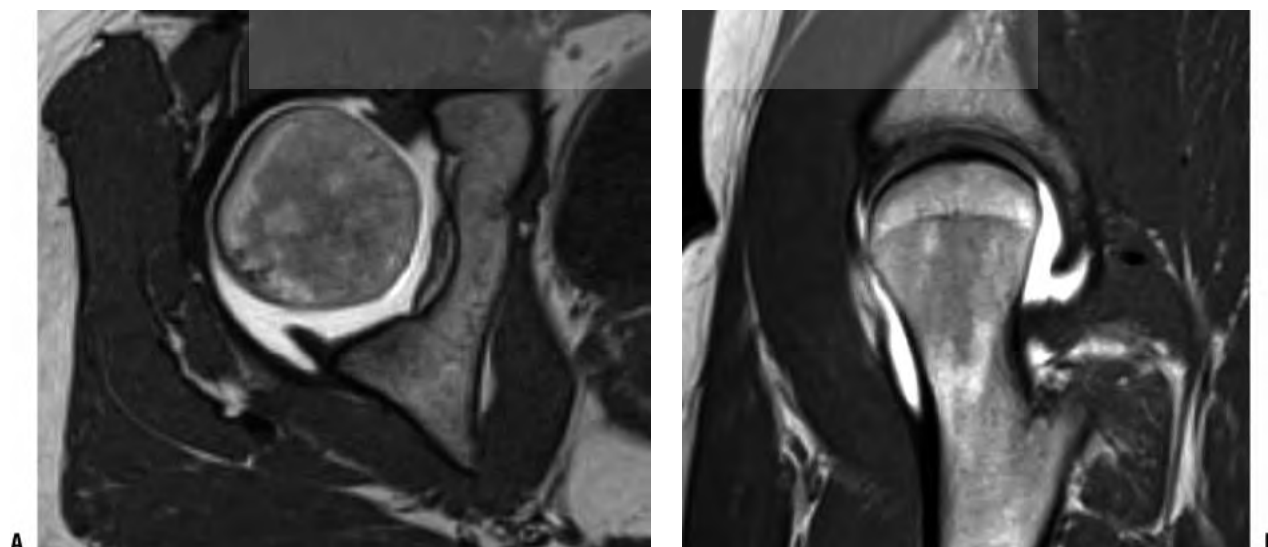


FIGURA 3-23. Artrograma MR para la evaluación del labrum en una niña de 13 años de edad con antecedentes de displasia de cadera. Imágenes ponderadas en T1 Axial (**A**) y sagitales (**B**) que muestran un labrum hipertrofiado en el entorno de una cadera displásica. No se identificó desgarre en el labrum.

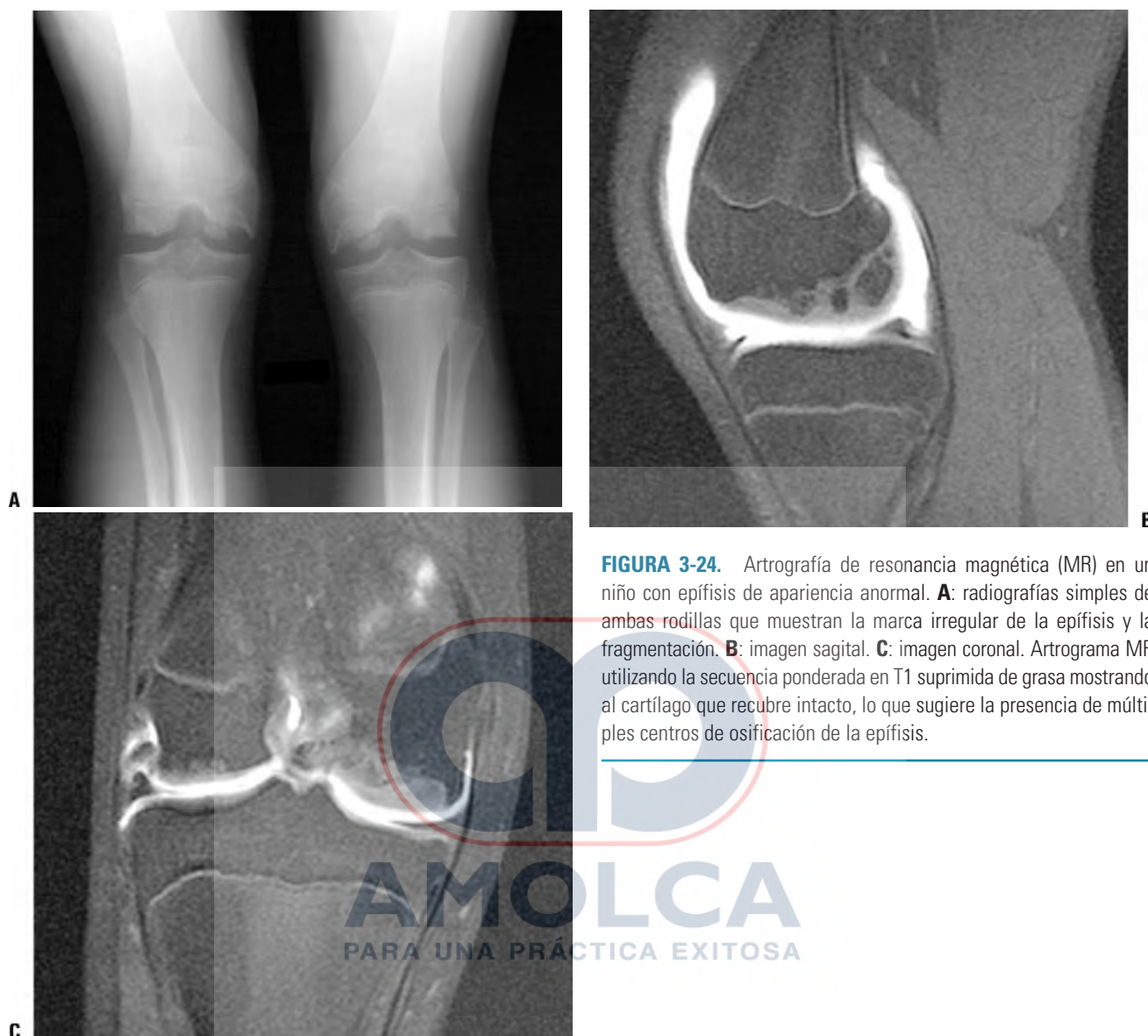


FIGURA 3-24. Arthrografía de resonancia magnética (MR) en un niño con epífisis de apariencia anormal. **A:** radiografías simples de ambas rodillas que muestran la marca irregular de la epífisis y la fragmentación. **B:** imagen sagital. **C:** imagen coronal. Arthrograma MR utilizando la secuencia ponderada en T1 suprimida de grasa mostrando al cartilago que recubre intacto, lo que sugiere la presencia de múltiples centros de osificación de la epífisis.

TABLA 3-2 Características de la señal del tejido en varias secuencias

Secuencia	Parámetros	Ponderación	Líquido	Grasa	Músculo	Disco
Densidad de protones	TR largo TE corto	Densidad de espín	Gris	Brillante	Isointenso	Gris
Eco de espín T1	TR corto TE corto	T1	Oscuro	Brillante	Isointenso	Isointenso
Eco de espín T2	TR largo TE largo	T2	Brillante	Gris	Gris	Brillante
Recuperación de la inversión	TE largo	T2	Brillante	Gris	Gris	Brillante
Eco de gradiente	Desviación del vector de magnetización <20 grados	T2	Brillante	Gris	Isointenso	Isointenso
Eco de gradiente	TE largo Desviación del vector de magnetización >45 grados TE corto	T1	Oscuro	Brillante	Gris	Brillante

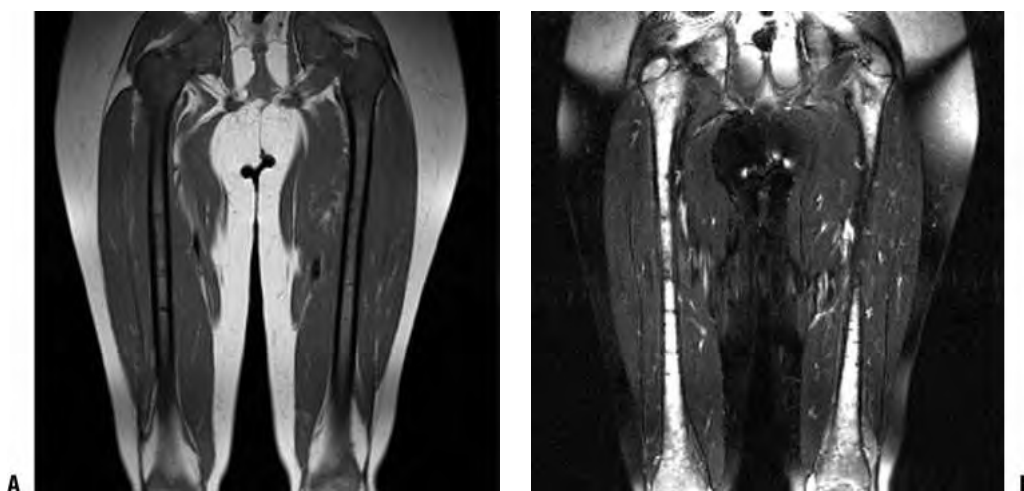


FIGURA 3-25. Sustitución medular difusa con neuroblastoma metastásico. **A:** imagen coronal ponderada en T1 de ambos fémures que muestra la pérdida difusa de la hiperintensidad T1 normal de la médula grasa. Note que las epífisis también demuestran sustitución de la médula grasa. **B:** la infiltración de médula, causada por el neuroblastoma metastásico, aparece de manera difusa hiperintensa en la imagen FSE ponderada en T2 suprimida de grasa.

ten la creación de reconstrucciones de alta resolución en cualquier plano arbitrario. La principal desventaja de las secuencias GRE es que son mucho más propensas a la susceptibilidad magnética, el cual exagera el artefacto de metal. Por otro lado, la ventaja de las secuencias radica en la mayor sensibilidad sobre la detección de sangre y productos sanguíneos, tales como la hemosiderina (tabla 3-1 y Fig. 3-22) (32).

Uso de agentes de contraste. Los quelatos de Gd son los agentes más comúnmente utilizados en la MRI para el realce de contraste. El Gd se utiliza por vía intravenosa para evaluar la inflamación, las lesiones vasculares, las neoplasias, y la revascularización en presencia de necrosis avascular. La dosis intravenosa recomendada es de 0,1 mmol por kg. Este debe evitarse en pacientes con una tasa de filtración glomerular estimada en $<60 \text{ mL/min/1,73 m}^2$, debido al riesgo de desarrollar una fibrosis sistémica nefrogénica (33). También se puede inyectar Gd diluido (1:100) por vía intraarticular para obtener imágenes de MR artrográficas. El contraste intraarticular distiende de la articulación y ayuda a delinear anomalías. La artrografía por MR es la técnica de imagenología de elección para evaluar el labrum del hombro y la cadera, y la estabilidad de las lesiones osteocondrales (Figs. 3-23 y 3.24). La MRI debe iniciarse dentro de los 30 minutos de la inyección del contraste para minimizar la absorción y la pérdida de distensión capsular.

APLICACIONES

Imagenología de resonancia magnética de la médula ósea. La MRI es la modalidad de elección para detectar anomalías de la médula ósea (34). La médula ósea normal puede tener un aspecto variable en la MRI, dependiendo

de la secuencia de imágenes utilizadas y de la edad del paciente (35, 36). Las características de la médula grasa son similares a las de la grasa subcutánea debido a su alto contenido de lípidos (tabla 3-2). La médula hematopoyéticamente activa o médula roja tiene una intensidad de señal igual o superior al músculo en las imágenes ponderadas en T1 y esencialmente isointensa



FIGURA 3-26. Angiografía por MR en un niño con hemangioma de la extremidad inferior. Imagen de proyección de máxima intensidad de la angiografía que muestra los alimentadores arteriales ampliados con un drenaje venoso temprano prominente secundario al hemangioma, en comparación con el lado derecho normal.

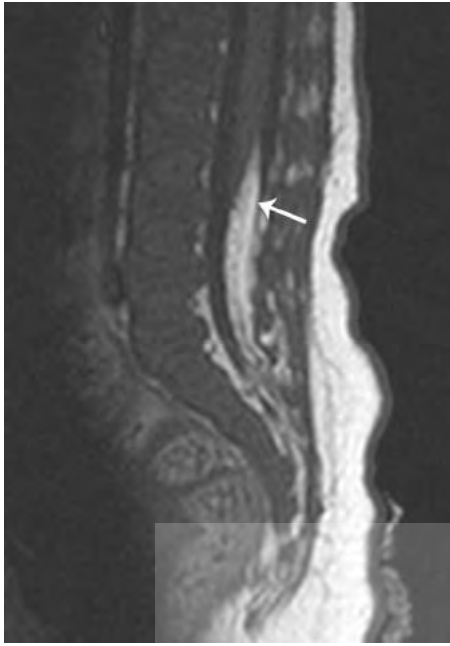


FIGURA 3-27. Médula anclada. Imagen sagital ponderada en T1 de un niño nacido con un parche peludo sacro que muestra una médula anclada terminando en el nivel L3 con un lipoma asociado del filum (flecha).

a ligeramente hiperintensa en el músculo de las imágenes ponderadas en T2 saturadas de grasa. Aunque no hay valores absolutos, la médula ósea con muy baja intensidad de señal en las imágenes ponderadas en T1 e intensidad de señal aumentada en las imágenes ponderadas en T2 saturadas de grasa, es sospechosa de tener una enfermedad de médula ósea (Fig. 3-25). Reducir la señal adiposa, ya sea por supresión de grasa o por secuencias STIR, ayuda a aumentar la visibilidad de las lesiones de la médula, especialmente cuando se utilizan secuencias FSE ponderadas en T2.

Debido a que las características de la señal de la médula enferma se aproximan mucho a aquellas de la médula hematopoyética, el conocimiento sobre el patrón de distribución normal de la médula en diferentes edades se vuelve importante (34). En los neonatos, la médula es totalmente hematopoyética y por tanto de señal baja en las imágenes ponderadas en T1 y de alta intensidad en las imágenes ponderadas en T2. La conversión de la médula hematopoyética a médula grasa progresa desde el esqueleto apendicular distal en las dos primeras décadas de vida. El cambio de la médula en los huesos largos se inicia en la diáfisis de distal a proximal, procede a la metáfisis distal, y, finalmente, a la metáfisis proximal. Las epífisis muestran una médula grasa dentro de los 6 meses de formación del centro de osificación (37). Bajo presión, la médula se puede reconvertir de grasa a médula roja; la reconversión progresa en el orden inverso. Por lo tanto, las epífisis son el último sitio en cambiar a médula roja.

Anomalías congénitas y del desarrollo. La MRI es útil para la imagenología en pacientes con reducción fallida o con DDH complicada (38, 39). La MRI se puede utilizar

para identificar la causa de la reducción fallida, tales como la invaginación del labrum, el ligamento redondo engrosado, o la hipertrofia de la pulvinar (40). Las imágenes de perfusión con MRI de contraste realizada han sido utilizadas para identificar las caderas en riesgo de necrosis avascular después de la reducción. La MRI también puede realizarse para confirmar la minoración adecuada después de haber aplicado un yeso en espiga.

La MRI de anomalías congénitas de las extremidades es útil en la evaluación de los componentes no óseos para planificar el tratamiento (41, 42). En pacientes con PFFD, se usa la MRI para evaluar el acetábulo, la cabeza femoral cartilaginosa, su conexión con el eje, y el estado de la musculatura. Las malformaciones linfáticas y vasculares congénitas pueden ser evaluadas exquisitamente mediante la MRI para confirmar el diagnóstico, determinar el alcance de la lesión, y evaluar la anatomía vascular mediante una angiografía MR y venografía (Fig. 3-26). Las anomalías mesenquimales, como la neurofibromatosis, macrodistrofia lipomatosa, fibromatosis congénita y síndrome de Proteus, también son bien evaluados con MRI.

El disrafismo espinal es la anomalía congénita más común del sistema nervioso central (CNS por sus siglas en inglés). La MRI es la modalidad definitiva para el diagnóstico, la planificación del tratamiento, y el seguimiento de los pacientes con médula anclada. Si se sospecha de esta, clínicamente o por ultrasonografía, la evaluación con MRI de cono ayuda a identificar la causa de la misma, como un filum engrosado o lipoma filar (Fig. 3-27). En los pacientes con escoliosis atípica, se realiza una evaluación MRI del eje craneoespinal para evaluar la malformación de Chiari I, médula anclada, e hidrosiringomielia. Si se detecta una siringa, las imágenes poscontraste son imperativas para excluir un tumor espinal subyacente.

En los pacientes con sospecha o conocimiento de la enfermedad Legg Calve Perthes, la MRI es útil para confirmar el diagnóstico, determinar la extensión de la enfermedad en la cabeza femoral, y definir la gravedad de la deformidad resultante (43). Tanto la difusión ponderada como las imágenes de perfusión se han utilizado para el diagnóstico temprano de la necrosis avascular de la cabeza femoral. Las imágenes Gd previas y posteriores revelan una disminución de la perfusión. En los pacientes con un diagnóstico conocido de la enfermedad de Legg Calve Perthes, las imágenes sagitales son esenciales para determinar la cantidad de la cabeza femoral comprometida (44). En los pacientes con sospecha de deslizamiento de la epífisis capital femoral (SCFE por sus siglas en inglés), la MRI se ha utilizado para la detección temprana del movimiento. El ensanchamiento de la fisis, el edema perifiseal, la sinovitis y el derrame articular se ven asociados con la SCFE. La MRI de perfusión también puede utilizarse para identificar los casos de SCFE en riesgo de necrosis avascular (45).

Infección. La MRI se ha convertido en la modalidad primaria de imagenología para el diagnóstico de osteomielitis e infecciones de tejidos blandos. La radiografía tiene baja sensibilidad en el diagnóstico temprano de la osteomielitis aguda, especialmente en los primeros 10 a 14 días. La MRI ha demostrado ser un 88% a un 100% sensible en el diagnóstico de la osteomielitis



FIGURA 3-28. Osteomielitis demostrada por MRI. Las imágenes sagitales T1 (A) y ponderada T2 (B) muestran la pérdida de señal normal medular en el eje humeral distal, con infiltración asociada de los tejidos blandos circundantes y la elevación perióstica (*flecha*), secundaria a osteomielitis. C: imagen ponderada en T1 suprimida de grasa posterior a Gd que muestra un bolsillo de líquido periféricamente aumentado en el aspecto ventral, consistente con un absceso (*).

y un 75% a un 100% específica (46, 47). La extensión de los cambios de la médula ósea, cortical, y los tejidos blandos, así como la afectación articular, se pueden delinear con la precisión de la MRI. La inflamación aguda muestra hipointensidad en las imágenes ponderadas en T1 e hiperintensidad en las imágenes ponderadas en T2, tan rápido como pasar de 24 a 48 horas después de la aparición de los síntomas. A medida que la infección se extiende por todo el espacio medular, puede penetrar la corteza, elevar el periostio, y luego entrar en los tejidos blandos. La MRI puede demostrar paralelamente celulitis, miositis, tractos del seno, flemón, y formación de abscesos. Las imágenes ponderadas en T1 poscontraste suprimidas de grasa son claves para

la evaluación de tejidos desvitalizados y la creación de abscesos (48-50). Un absceso aparece como una lesión periférica aumentante con una acumulación hipointensa central de líquido (Fig. 3-28).

Enfermedades reumáticas. La MRI es la modalidad de imagenología más sensible para la evaluación de la artritis en los niños (51, 52). Puede detectar la inflamación sinovial temprana y la destrucción sutil del cartílago, mientras que la radiografía muestra únicamente las manifestaciones tardías de la artritis inflamatoria, como la osteoporosis, la ampliación de las epífisis, las erosiones óseas, los quistes subcondrales y la deformidad de

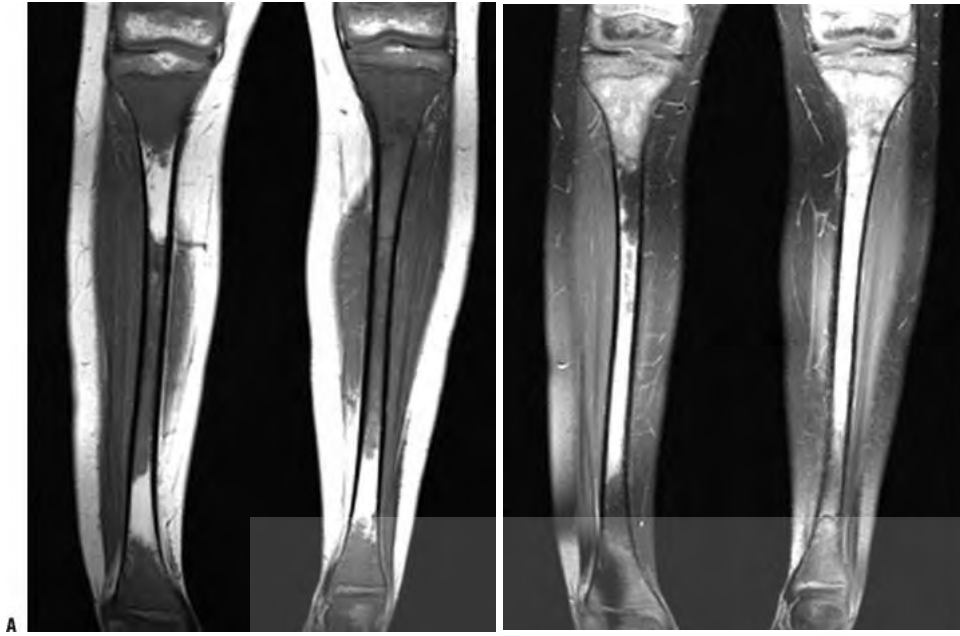


FIGURA 3-29. MRI para la detección de una enfermedad metastásica. **A:** imagen ponderada en T1 coronal es de ambas tibias que muestra las extensas áreas de pérdida de la señal grasa normal de la médula. **B:** la imagen ponderada en T2 FSE suprimida de grasa, corresponde a la muestra de una hiperintensidad anormal en las áreas de sustitución medular en este niño con neuroblastoma metastásico.

la superficie de la articulación (53). La imagenología de la artritis requiere secuencias que representen a la membrana sinovial (secuencias ponderadas en T2 y T1 mejoradas con Gd) y al cartílago articular (secuencias de densidad de protones y secuencias de eco de gradiente en mal estado con supresión de grasa). La inflamación sinovial muestra de baja a intermedia intensidad de señal en las imágenes ponderadas en T1, intensidad de la señal alta en las imágenes ponderadas en T2, e intensidad mejorada en las imágenes poscontraste. Las imágenes Gd posteriores deben obtenerse dentro de los 5 minutos de la administración intravenosa del contraste, de lo contrario este puede difundirse en el espacio articular; esto llevaría a una sobreestimación de espesor sinovial (54). Se pueden ver múltiples defectos pequeños de llenado o cuerpos de arroz en la articulación, que son las células sinoviales encerradas en un exudado fibrinoso. Los niños con artropatía inflamatoria también pueden desarrollar tenosinovitis inflamatoria, que se manifiesta como un fluido dentro de la vaina del tendón, el cual aumenta en las imágenes postcontraste. El cartílago demuestra alta intensidad de señal en la densidad de protones ponderadas en T2, y las imágenes de eco de gradiente. La MRI también puede usarse para evaluar los defectos de adelgazamiento, erosiones, y traumáticos del cartílago (54).

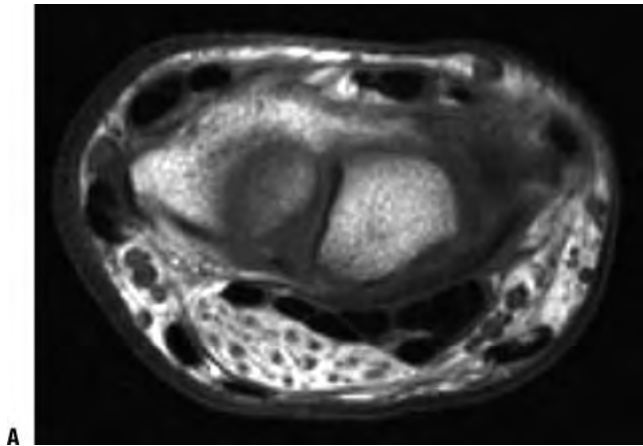
En las enfermedades que se producen depósitos de hemosiderina, como la artropatía hemofílica y la sinovitis villonodular pigmentada, las imágenes GRE son las más sensibles en la detección de la hemosiderina debido a la susceptibilidad magnética (Fig. 3-22).

Tumores

Tumores de la médula ósea. La leucemia, el linfoma y el neuroblastoma son tumores malignos comunes en los niños que pueden causar un reemplazo de la médula. La sustitución de esta con neoplasia puede ser difusa o focal. Cuando la implicación es focal, los depósitos metastásicos tienen márgenes circunscritas,

y la diferenciación de la médula normal circundante es más fácil que cuando la infiltración de la médula es difusa (Fig. 3.29). Los focos metastásicos serán hiperintensos, en comparación con el músculo en STIR o imágenes ponderadas en T2 con supresión de grasa, y demostrará un aumento en las imágenes ponderadas en T1 pos-Gd. En el reemplazo metastásico difuso, la intensidad de señal anormal es más extensa y puede ser más difícil de separar de la médula hematopoyética normal (Fig. 3-25). La pérdida de la señal de la médula grasa de las epífisis da una buena indicación de sustitución ósea por tumor. La médula hematopoyética es generalmente isointensa al músculo en las imágenes ponderadas en T2. Sin embargo, esto puede no ser cierto si el paciente está recibiendo un factor estimulante de colonias de granulocitos (G-CSF por sus siglas en inglés). Las imágenes de eco de gradiente fuera de fase se han utilizado para diferenciar entre la metástasis y la médula hematopoyética; esta última pierde la señal en secuencia fuera de fase, mientras que la metástasis permanece brillante (56).

Tumores de tejidos blandos. La MRI es la modalidad de imagenología de elección en la evaluación de los tumores de tejidos blandos (55-58). En los casos de sospecha de masas de tejidos blandos, la MRI tiene un valor predictivo negativo del 100%. Su capacidad de caracterizar histológicamente la masa sigue siendo limitada. Las características que favorecen la benignidad incluyen diámetros de lesiones de <3 cm, márgenes bien delimitadas, señal homogénea, falta de edema peritumoral y ausencia de revestimiento neurovascular (59). Hay sin embargo, considerables solapamientos en las apariciones de MRI de masas de tejidos blandos benignos y malignos, y se puede llegar a un diagnóstico histológico correcto en solo el 25% y 35% de los casos. Las lesiones de tejidos blandos, tales como los lipomas, los hemangiomas, los linfangiomas, y los quistes, producen imágenes MRI características, obviando así la necesidad de una biopsia (Fig. 3-30).



A

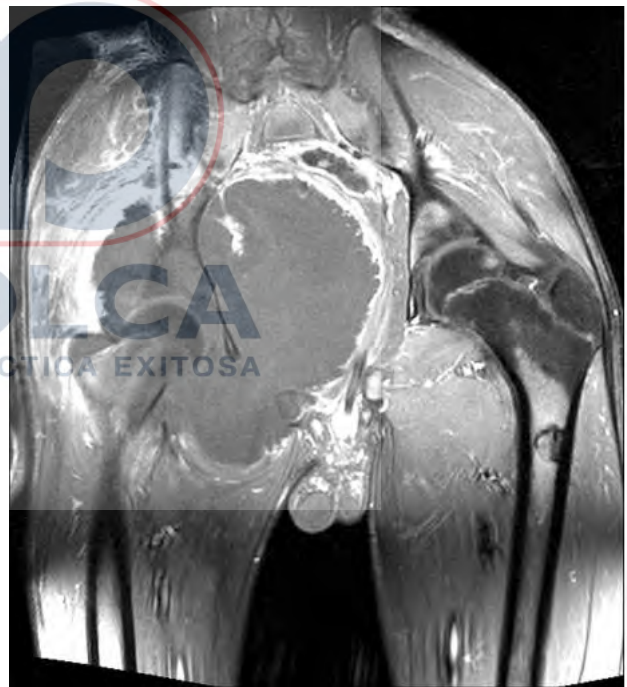


B

FIGURA 3-30. MRI para la caracterización de las masas de tejidos blandos. Un niño de 10 años de edad se presentó con una masa larga sobre el aspecto ventral de su muñeca. Las imágenes ponderadas en T1 axial (**A**) y sagital (**B**) muestran una masa en la región del nervio mediano, que contiene múltiples fascículos rodeados de grasa. Los hallazgos radiológicos son característicos de un hamartoma fibrolipomatoso del nervio mediano.



A



B

FIGURA 3-31. MRI para la evaluación de tumores óseos primarios. **A:** imagen ponderada en T1 coronal que muestra una masa hipointensa T1 en la hemipelvis derecha. Hay una pérdida de señal normal de la médula en el acetábulo y el hueso iliaco derecho. **B:** imagen ponderada en T1 poscontraste suprimida de grasa que muestra un aumento periférico, el cual sugiere que las porciones centrales del tumor son en su mayoría necróticas. La biopsia reveló un osteosarcoma condroblástico.

Tumores óseos. Aunque las radiografías simples siguen siendo el método más fiable para predecir la naturaleza histológica de las lesiones óseas, la MRI juega un papel esencial en el diagnóstico, la estadificación, la planificación del tratamiento y el seguimiento posterior a la terapia de los tumores óseos. La MRI es la modalidad de imagenología de elección para la estadificación local. Las imágenes ponderadas en T1 de precontraste han demostrado tener la precisión más alta en la determinación de la extensión intraósea de sustitución de la médula (60-62). Aunque la MRI tiene una alta sensibilidad en la detección de la enfermedad transfisal, su especificidad se ha estimado en un 60% para las imágenes ponderadas en T1 y 40% en las imágenes STIR, debido a la presencia del edema peritumoral. La evaluación para la extensión intraarticular, afectación del compartimiento muscular y revestimiento neurovascular, se realiza mejor con imágenes de poscontraste. Se ha informado que las

imágenes ponderadas en T1 poscontraste tienen una sensibilidad del 100% y una especificidad del 69% para la detección de la extensión intraarticular del tumor (63). La ausencia de un derrame articular tiene un alto valor predictivo negativo para la extensión intraarticular, pero la presencia de un derrame articular es un hallazgo inespecífico (63). El crecimiento del tumor extraóseo causando el desplazamiento de la cápsula articular puede resultar en un diagnóstico falso positivo de la invasión articular (64). La sensibilidad de la MRI para la detección de la metástasis discontinua ha sido reportada en un 83%, comparado con el 46% para los exámenes óseos con tecnecio 99m (65). La administración intravenosa de Gd-ácido dietilentriaminopentaacético (DTPA por sus siglas en inglés) puede diferenciarse entre porciones viables y necróticas de un tumor (Fig. 3-31) (66, 67). Los componentes viables muestran una mejora en las imágenes poscontraste, mientras que las partes necróticas

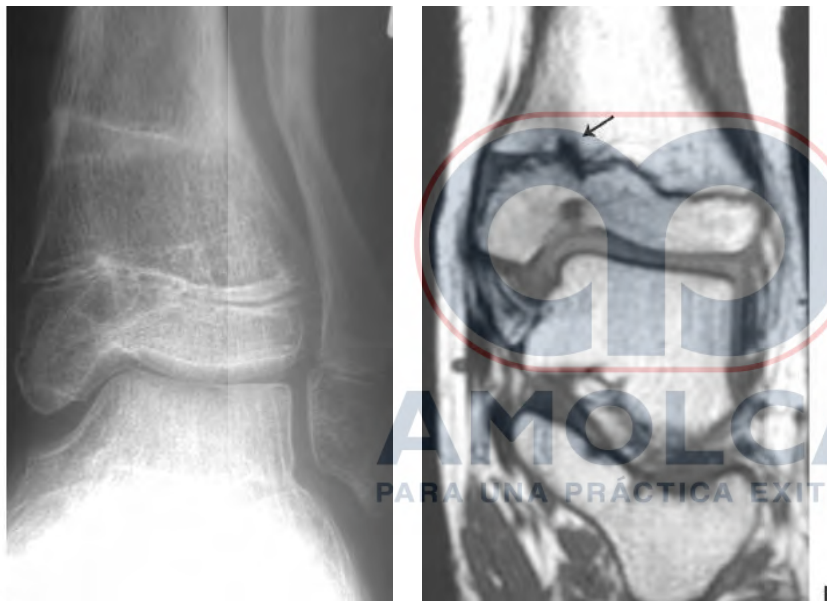
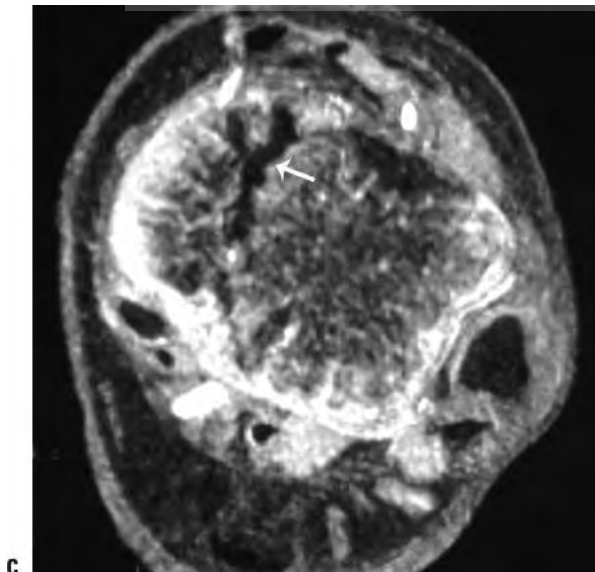


FIGURA 3-32. Mapeo de una barra epifisaria mediante MRI. **A:** radiografía simple que muestra las fracturas de la tibia y el peroné distal con deformidad angular y evidencia de puente óseo en el aspecto medial de la fisis tibial. Imágenes ponderadas en T1 coronal (**B**) y de eco de gradiente axial (**C**) que muestra los puentes óseos (*flechas*), que se extienden a través del aspecto medial de la fisis tibial.



C



FIGURA 3-33. Fractura en manga del polo superior de la rótula. **A:** radiografía simple que muestra una hinchazón marcada de los tejidos blandos suprarrotulianos con un pequeño fragmento óseo en la región de los músculos cuádriceps. **B:** MRI sagital ponderada en T2 muestra una fractura en manga del polo superior de la rótula con un gran fragmento cartilaginoso y extensión de la fractura en la superficie articular de la rótula.

cas no aumentan en la MRI, identificando así los tumores viables para la biopsia. La MRI también juega un papel crucial en el control de los tumores óseos después de la quimioterapia y la radiación preoperatoria. Hay evidencias moderadas de que el cambio en el volumen del tumor, según lo estimado en la MRI, se correlaciona con una necrosis tumoral inducida por quimioterapia en pacientes con sarcoma de Ewing (68, 69). Sin embargo, en pacientes con osteosarcoma, mientras que un aumento en el volumen del tumor se ha demostrado en correlación con una mala respuesta histológica, una disminución o ningún cambio en el volumen de tumor se han mostrado como un indicador fiable de respuesta sobre la base de la evaluación histológica (70, 71). Por lo tanto, varios investigadores han evaluado el papel de la MRI funcional utilizando imágenes de perfusión con MRI de contraste dinámico mejorado (DEMRI por sus siglas en inglés) para determinar la respuesta del paciente en la terapia de sarcoma (70). Si bien los resultados iniciales de DEMRI son prometedores, el uso rutinario de estas técnicas se limita actualmente debido a la falta de estandarización y sofisticación de los modelos matemáticos del posprocesamiento. La respuesta tumoral se puede evaluar a través de la estimación de los cambios en el volumen, la intensidad de la señal, y el patrón de aumento (71).

Trauma. El trauma en los niños con frecuencia implica estructuras radiolúcidas, tales como las placas de crecimiento, la epífisis sin osificar, los músculos y ligamentos (Fig. 3-30). Al

demostrar el tipo, la severidad y la extensión de la lesión, así como el desplazamiento de las estructuras óseas y de tejidos blandos, la MRI proporciona información útil sobre las anomalías traumáticas de los huesos, cartílagos, cápsula articular de los meniscos, tendones y ligamentos (72, 73).

La MRI tiene una alta precisión diagnóstica en la detección de fracturas por presión y fracturas traumáticas no desplazadas (Fig. 3-21) (74). Las fracturas por presión se caracterizan por áreas focales de edemas en la médula ósea y periostio con engrosamiento cortical asociado. Las líneas de la fractura son mejor representadas en las imágenes ponderadas en T1 como áreas lineales de baja intensidad de señal, que implican el hueso esponjoso con extensión a la corteza. Las lesiones fisarias (aguda y crónica) pueden ser bien delineadas en la MRI. La MRI también puede usarse para determinar la presencia y el tamaño de las barras fisarias (Fig. 3-32) (74).

Las lesiones por avulsión son mucho más frecuentes en el grupo de edad pediátrica, en comparación con la ruptura de la unión miotendinosa vista en adultos (Fig. 3-33). Con las lesiones por avulsión, la MRI muestra un edema de tejidos blandos y médula, una lesión ligamentosa o de tendón y el fragmento avulsionado, que puede ser difícil de detectar por radiografía cuando es predominantemente cartilaginoso (75).

Debido a su resolución de alto contraste y una excelente visualización de los tejidos blandos, la MRI se ha convertido en la modalidad de imagenología de elección en la evaluación de los trastornos internos de las articulaciones. Esto se puede com-

plementar con el Gd intraarticular para la evaluación del labrum del hombro o cadera, la rodilla posoperatoria, y la estabilidad de las lesiones osteocondrales.

PROCEDIMIENTOS DE INTERVENCIÓN MUSCULOESQUELÉTICAS

Los procedimientos de intervención MSK pueden realizarse por razones de diagnóstico y terapéuticos. A pesar de los enormes avances en las técnicas de imagenología, la biopsia sigue siendo la prueba definitiva para la caracterización de los tejidos de las neoplasias MSK y, a veces, las infecciones.

Biopsia con aguja. La biopsia con aguja percutánea (PNB por sus siglas en inglés) se ha utilizado ampliamente por más de 70 años y es un procedimiento radiológico bien establecido. Para el muestreo preciso del tumor, casi siempre se requiere la orientación con CT, ultrasonografía o fluoroscopia. Mientras que la fluoroscopia y sonografía tienen la ventaja de proporcionar orientación en tiempo real, la CT puede delinear mejor las



FIGURA 3-34. Tratamiento de una UBC con inyección de esteroides intracavitaria. Después de la aspiración del quiste, el contraste se inyecta para confirmar su naturaleza unicameral, seguida por la inyección de esteroides.

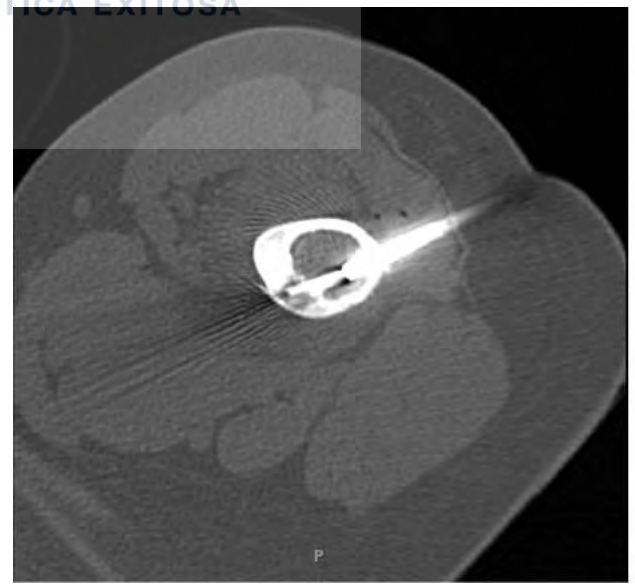


FIGURA 3-35. RFA de osteoma osteoide. **A:** imagen coronal reconstruida que muestra un nido de osteoma osteoide en la corteza femoral medial. **B:** se utiliza una orientación CT para realizar la ablación del nido.

lesiones esqueléticas pequeñas y profundas y masas de tejidos blandos asociados (76). En un estudio prospectivo de 74 pacientes, la orientación sonográfica resultó en una biopsia exitosa con una precisión diagnóstica del 97% (77). En comparación con la biopsia abierta, las ventajas de la biopsia percutánea guiadas por imágenes incluyen la facilidad relativa, la seguridad, la baja morbilidad, y el bajo costo (78). Aunque las biopsias percutáneas pueden realizarse bajo anestesia local, sedación o anestesia general pueden ser necesarias en los niños pequeños. Las complicaciones como sangrado, infección y contaminación del tracto, son poco frecuentes (79). Murphy et al., estimaron que el riesgo de complicaciones graves es de <0,2% (80). El principal inconveniente de una biopsia con aguja es la posibilidad de un resultado falso negativo debido a la exactitud del resultado, que únicamente puede establecerse con seguimiento o biopsia abierta.

Inyección de quiste unicameral. La inyección percutánea de los quistes óseos unicamerales (UBC por sus siglas en inglés) es sencilla, segura y menos invasiva que la cirugía abierta. Los tratamientos de UBC con acetato de metilprednisolona fueron propuestos por primera vez por Scaglietti et al., en 1979 (81). Campanacci et al., demostraron resultados finales comparables en UBC que se trataron con curetaje e injerto óseo en aquellos tratados con inyección de cortisona (82). Un estudio más reciente, sin embargo, encontró que el 84% de los quistes tratados con esteroides experimentó el fracaso del tratamiento, en comparación con el 64% de los tratados con curetaje, y 50% de los tratados con una combinación de esteroides, matriz ósea desmineralizada, y aspirado de médula ósea (83).

El procedimiento se realiza bajo orientación fluoroscópica, utilizando una aguja espinal de calibre 18 o 20. Una vez que se inserta la aguja, se aspira un líquido amarillo claro o ligeramente sangriento. El contraste radiográfico se inyecta en el quiste para evaluar las loculaciones internas (Fig. 3-34). El acetato de metilprednisolona (Depo-Medrol) es el esteroide más comúnmente utilizado. Las inyecciones repetidas a menudo son necesarias para lograr la curación completa del quiste. Los factores que influyen en la tasa de curación incluyen la edad del paciente y la ubicación, el tamaño, y el grado de loculación del quiste (84). Los cambios radiográficos asociados con la curación, en forma de engrosamiento cortical y opacidad aumentada de la cavidad del quiste, se ven generalmente dentro de 2 a 3 meses después de la inyección (85).

Ablación percutánea del osteoma osteoide. Durante la última década, la ablación por radiofrecuencia (RFA por sus siglas en inglés) se ha convertido en el tratamiento de elección para los osteomas osteoides (Fig. 3-35). La técnica de RFA implica el uso de electrodos para calentar el tejido anormal a una temperatura suficientemente alta que resulta en la muerte celular. Como los hallazgos clínicos y de imagenología del osteoma osteoide son relativamente específicos, es adecuado realizar la ablación en ausencia de un diagnóstico histopatológico. Se ha informado que la tasa de éxito de la RFA de osteomas osteoides ha sido tan alta como un 97% (tasa de éxito primario) y 100% (tasa de éxito

secundaria) (86). En la mayoría de los estudios, ha habido unas cuantas complicaciones con el paciente reanudando la actividad normal dentro de 24 horas. Debido a que la fotocoagulación láser/RFA puede causar lesión térmica local, hay un riesgo de daño en las estructuras vitales de un 1 cm de la lesión. Es por esto, que algunos investigadores han advertido en contra de la ablación de osteomas osteoides ubicados en los elementos posteriores de la columna vertebral. Sin embargo, otros investigadores han encontrado que la ablación en esta ubicación es segura y hacen la hipótesis de que la esclerosis circundante y el hueso cortical actúan como un aislante eficaz.

Las ventajas del tratamiento percutáneo incluyen la posibilidad de realizar este procedimiento en un paciente ambulatorio y el hecho de que los pacientes pueden reanudar todas las actividades de la vida diaria inmediatamente después del procedimiento. El costo con RFA percutánea se estima en solo el 25% del costo de la cirugía abierta (86, 87).

Imagenología nuclear en ortopedia pediátrica

Gammagrafía ósea. Las gammagrafías óseas se obtienen utilizando cámaras gamma después de la inyección de fosfonatos marcados con tecnecio 99m (Tc-99m MDP, Tc-99m HEDP). Entre 2 y 4 horas después de la inyección, aproximadamente un tercio de la dosis inyectada de Tc-99m MDP se localiza en el hueso. Cuando el Tc-99m se descompone (vida media de 6 horas), se emiten unos rayos γ , los cuales son detectados por una cámara gamma, el cual produce una imagen que refleja la distribución del radiofármaco. Los fosfonatos marcados con Tc-99m se acumulan preferentemente en la fase mineral del hueso de nueva formación. Por lo tanto, las zonas de mayor remodelación ósea aparecerán “calientes” en la gammagrafía ósea como resultado de infección, trauma, o tumor. Las gammagrafías óseas de cuerpo completo y/o regional de la zona de interés se obtienen generalmente de 2 a 4 horas después de la inyección de fosfonatos marcados con Tc-99m. Para evaluar el flujo sanguíneo y la hiperemia de un área, se pueden obtener imágenes inmediatamente después de la administración del producto radiofarmacéutico (gammagrafía ósea de tres fases). Técnicamente, las imágenes adecuadas se obtienen normalmente con restricción moderada o sedación.

Tomografía por emisión de positrones. La tomografía por emisión de positrones (PET por sus siglas en inglés) utiliza radiofármacos que están marcados con emisores de positrones (en contraste con Tc-99m, que es un emisor gamma). El radiofármaco más utilizado en la PET clínica es un análogo de la glucosa, fluorina-18 fluorodeoxiglucosa (FDG por sus siglas en inglés). La FDG PET se utiliza para estadificar, evaluar la respuesta al tratamiento, y realizar un seguimiento de las enfermedades malignas. La absorción de FDG se localiza en las células de cáncer debido al transporte aumentado de glucosa e incremento del ritmo de la glucólisis en los tumores. Después de la inyección de FDG, la radiación emitida desde el cuerpo es registrada por los detectores externos y las imágenes de la distribución del marcador se reconstruyen para obtener imágenes tomográficas. La cantidad de absorción de FDG, que es el metabolismo de la glu-

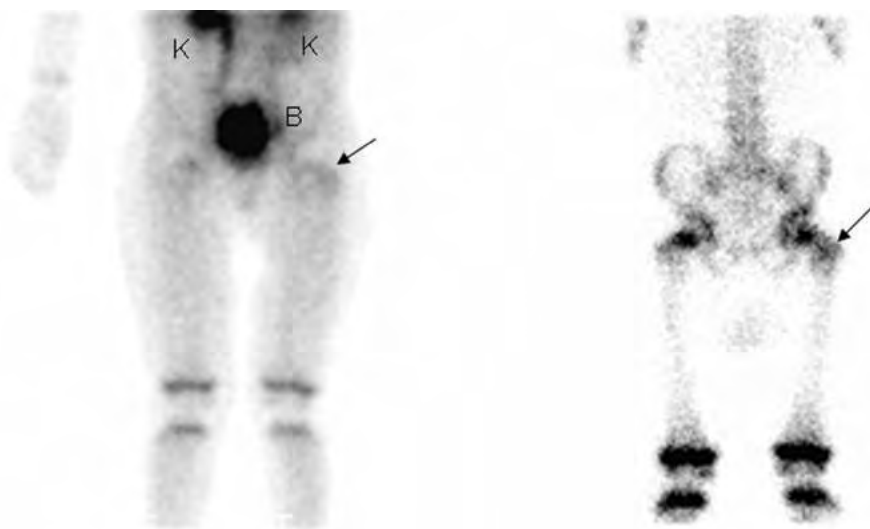


FIGURA 3-36. Osteomielitis. Absorción anormal del radiotrazador (*flechas*) en el fémur izquierdo, trocánter mayor en acumulación de sangre (**izquierda**), e imágenes de gammagrafía ósea retardadas (**derecha**). También note la actividad en los riñones y vejiga y la ruta de excreción del radiofármaco.

cosa en el tumor, se puede cuantificar con la precisión de PET. El método más utilizado para la cuantificación de la absorción del radiofármaco es el valor de absorción estándar (SUV por sus siglas en inglés), que es la relación de concentración del producto radiofarmacéutico en el tumor al producto de la actividad inyectada y el peso corporal ($SUV = \text{concentración de actividad en el tumor} / \text{actividad inyectada} \times \text{peso corporal}$). En la actualidad, la mayoría de las imágenes PET se realizan en los escáneres PET-CT integrados. La porción computarizada del PET-CT no solo se utiliza para la corrección de atenuación y la localización de las lesiones metabólicamente activas, sino que también para la obtención de una CT con calidad diagnóstica en la misma sesión de imágenes, si esta se indica como parte del diagnóstico del paciente. Las exploraciones FDG PET se realizan de 60 a 90 minutos después de la inyección del radiofármaco y toman aproximadamente de 25 a 45 minutos. La sedación se debe considerar para evitar artefactos de movimiento.

Indicaciones clínicas

Osteomielitis. La osteomielitis aguda es más común en niños pequeños con la mitad de los casos ocurridos a los 5 años de edad. Aunque la examinación clínica y los marcadores de inflamación son útiles, la implicación ósea de la infección requiere un diagnóstico radiológico. Las radiografías de rutina son insensibles para el diagnóstico de osteomielitis en fase temprana, y la escintigrafía ósea se vuelve positiva aproximadamente 2 semanas antes de las radiografías de rutina para su diagnóstico. Las técnicas de imagenología más utilizadas para el diagnóstico de osteomielitis en el grupo pediátrico son la escintigrafía ósea y la MRI. La escintigrafía ósea puede complementarse con el conteo de células blancas diferenciadas y la exploración con galio para mejorar su precisión.

La escintigrafía ósea trifásica se realiza rutinariamente para la evaluación de la osteomielitis. Los hallazgos típicos de

la osteomielitis aguda en la gammagrafía ósea son el área focal de la absorción incrementada en las tres fases reflejando un aumento del flujo sanguíneo, la hiperemia, y el aumento de la remodelación ósea en la zona de la osteomielitis (Fig. 3-36). Las imágenes de cuerpo completo son importantes, sobre todo en la osteomielitis neonatal, ya que esta puede ser multifocal. En la osteomielitis neonatal, la gammagrafía ósea puede mostrar absorción disminuida (lesiones frías), debido a la naturaleza altamente destructiva de la enfermedad. Las gammagrafías óseas se tornan positivas dentro de 24 a 72 horas después de la presentación clínica inicial de la osteomielitis y tienen una sensibilidad y especificidad de aproximadamente el 90%, que es similar a la MRI (88). La modalidad de elección también depende de la experiencia local y la presentación clínica. La gammagrafía ósea con radionúclidos es ideal para la detección de los síntomas que no están bien localizados, o de la sospecha de una osteomielitis multifocal. La gammagrafía ósea es también altamente eficaz en el diagnóstico de la osteomielitis en los huesos largos, que raramente desarrollan abscesos que necesitan drenaje (89). La MRI es la modalidad preferida para la osteomielitis vertebral y pélvica, debido a la presencia de abscesos de tejidos blandos con estas infecciones que requieren drenaje para el tratamiento.

La especificidad de la gammagrafía ósea se reduce en pacientes con enfermedad ósea subyacente, particularmente con fracturas recientes y la colocación de un hardware ortopédico, ya que estas condiciones muestran hiperemia y un aumento de la remodelación ósea similar a la osteomielitis. Se puede mejorar la precisión para el diagnóstico de la osteomielitis en estos pacientes con un *conteo de células blancas diferenciadas (marcadas con Tc-99m o In-111)*. Las células blancas diferenciadas se acumulan en los sitios de inflamación. Estas células por lo general no se acumulan en sitios de fractura después de 2 meses; la gammagrafía ósea puede seguir siendo positiva en las fracturas hasta 24 meses (90, 91). En los pacientes con prótesis o

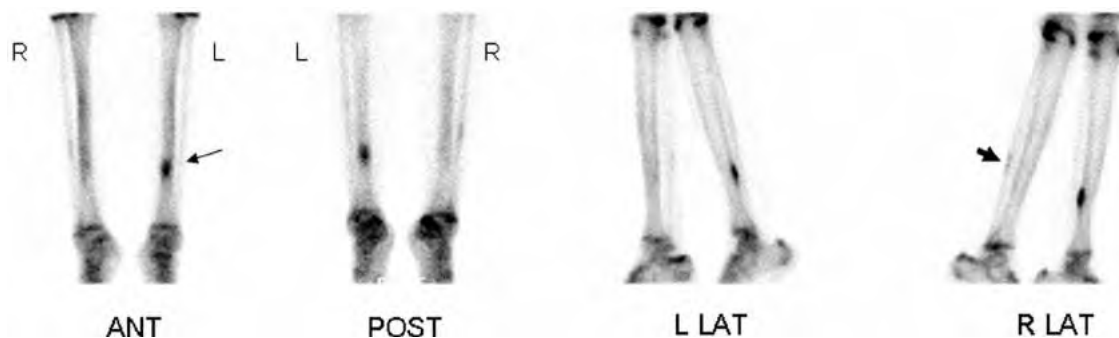


FIGURA 3-37. Fractura aguda por presión de la tibia izquierda con absorción notablemente aumentada del radiofármaco (*flecha*). También notar la absorción leve en el peroné derecho (*flecha pequeña*); probablemente representa una antigua fractura por presión en curación.

hardware ortopédico, el conteo de células puede necesitar complementarse con una exploración de la médula ósea utilizando un Tc-99m azufre coloidal. Esto es porque las células blancas diferenciadas se localizan en la médula ósea normal, cuya distribución puede cambiar con la colocación del hardware. Para diferenciar la absorción asimétrica de la médula de hardware contra la infección, la exploración de la médula ósea se utiliza para delinear la distribución de esta. Con la osteomielitis, hay un incremento en la acumulación de células blancas diferenciadas, lo cual es incongruente con la exploración de la médula (92). En pacientes leucopénicos o en niños, donde el volumen de sangre requerido para el etiquetado de leucocitos no se puede obtener de forma segura, o no hay disponibles instalaciones para la diferenciación de células blancas, las *exploraciones con Galio-*

67 se pueden usar como una alternativa. EL Galio-67 se absorbe en las áreas tanto de remodelación ósea como de inflamación. La absorción de Galio-67 mayor a la absorción en la gammagrafía ósea con Tc-99m MDP se considera positiva para osteomielitis; sin embargo, las exploraciones con Galio son equívocas en un número sustancial de pacientes (93).

Trauma

Fracturas traumáticas ocultas y fracturas por presión. Las gammagrafías óseas son casi siempre positivas dentro de las 24 horas de la fractura en niños. Los niños con dolor en las piernas sin explicación y que se rehúsan a caminar, y con rayos X de un solo plano negativo, la escintigrafía ósea es recomendada para descubrir las fracturas ocultas. Las gammagrafías óseas también son muy sensibles en el diagnóstico de *fracturas por presión*. La gammagrafía ósea es positiva en el momento de la presentación de las fracturas por presión, cuando las radiografías son negativas. El hallazgo típico de la fractura en la gammagrafía ósea es un patrón fusiforme de la absorción incrementada (Fig. 3-37). La gammagrafía ósea también es muy útil para diferenciar las fracturas por presión del *síndrome de la tibia medial*, lo cual requiere una recuperación más corta que las fracturas por presión (94). La presentación típica del *síndrome de la tibia medial* en la gammagrafía ósea es una absorción lineal a lo largo del aspecto posteromedial del tercio medio de la tibia involucrada.

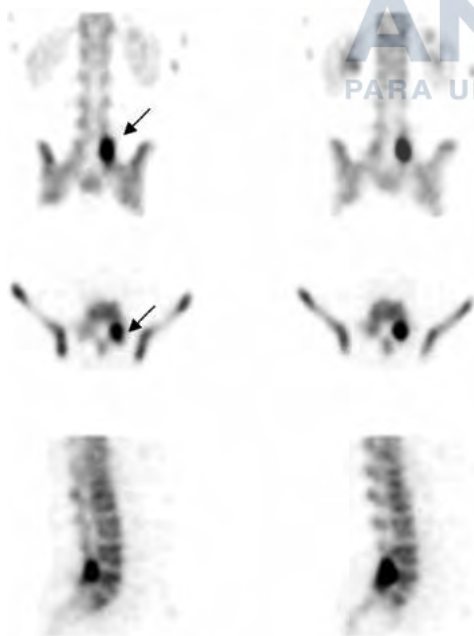


FIGURA 3-38. Espondilolisis. SPECT de la columna lumbar con imágenes coronales, transaxiales, y sagitales que muestran una absorción focal aumentada en el región pars izquierda de L5 (*flechas*).

Espondilolisis. La espondilolisis se refiere a un defecto óseo en la porción interarticular de una vértebra, más comúnmente en L4 o L5; se cree que ocurre como resultado de una fractura por presión. La espondilolisis puede ser asintomática y se diagnostica como un hallazgo incidental en algunos pacientes; sin embargo, puede causar un severo dolor de espalda en otros. Una gammagrafía ósea positiva con absorción focal en la región pars indica espondilolisis como la causa del dolor de espalda baja, y se correlaciona con un buen resultado después de la cirugía de fusión (95, 96). Las imágenes tomográficas de la escintigrafía ósea (SPECT por sus siglas en inglés) de la columna lumbar siempre deben ser obtenidas, ya que más del 50% de la espondilolisis activa puede no ser detectada con una gammagrafía ósea planar rutinaria (97) (Fig. 3-38). Las gammagrafías óseas deben interpretarse en correlación con las radiografías simples y/o CT, dado que otras enfermedades tales

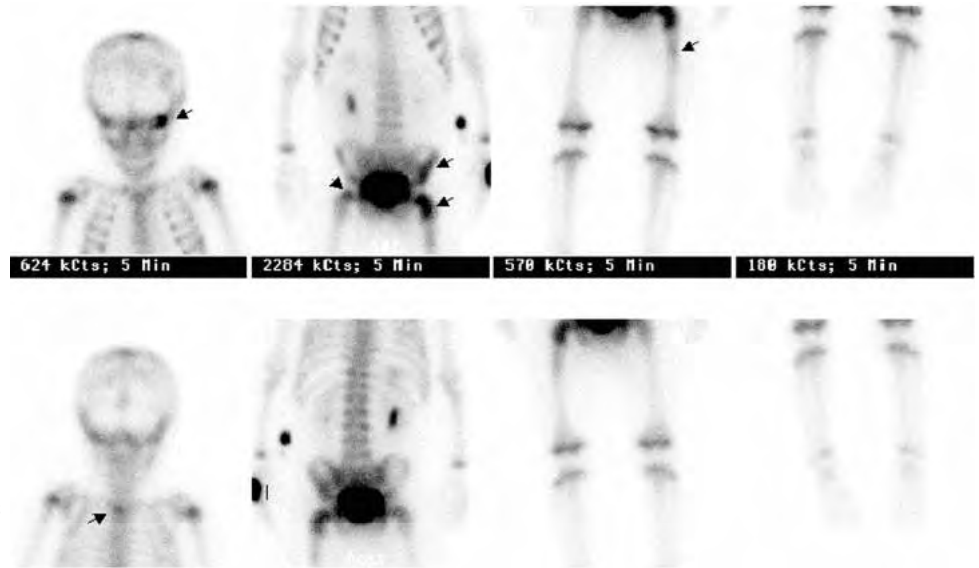


FIGURA 3-39. Enfermedad ósea metastásica en un paciente con neuroblastoma. Gammagrafía ósea de cuerpo completo que muestra la lesión de absorción aumentada (*flechas*) en la órbita izquierda, columna torácica superior, íleon izquierdo, y fémures proximales bilaterales.

como el osteoma osteoide, las infecciones y los tumores, también pueden ser positivos en la escintigrafía ósea.

Abuso infantil. Las lesiones esqueléticas son los indicadores más fuertes de abuso infantil en la imagenología (98). Por lo general hay múltiples fracturas que afectan los huesos largos, costillas, cráneo, vértebras y huesos faciales, que generalmente muestran diferentes etapas de curación. Las gammagrafías óseas son muy sensibles en la detección de la lesión ósea y pueden ser más sensibles que las radiografías de rutina en este entorno clínico (99). La gammagrafía ósea, sin embargo, no sustituye las radiografías en la evaluación de pacientes de abuso infantil, debido a su relativamente limitada sensibilidad para las fracturas de cráneo y fracturas metafisarias que están en las proximidades de la absorción epifisaria normal (100). Las gammagrafías óseas también pueden ser falsamente negativas en las fracturas curadas. Mandelstam et al.,

informaron que el 70% de las lesiones óseas de abuso infantil se detectaron, tanto por gammagrafías óseas como por radiografías, solo el 20% por escintigrafía, y el 10% por rayos X (100). Por lo tanto, se sugiere una combinación de rayos X y gammagrafía ósea para el diagnóstico óptimo de la lesión ósea en el abuso infantil.

Tumor

Gammagrafía ósea. Las gammagrafías óseas se utilizan rutinariamente en las malignidades pediátricas para evaluar las metástasis óseas en una serie de neoplasmas, incluyendo osteosarcoma, sarcoma de Ewing, rhabdomyosarcoma, linfoma y neuroblastoma. Las gammagrafías óseas se obtienen como una línea de base para la estadificación, y durante el seguimiento después del tratamiento. En la gammagrafía, las metástasis óseas aparecen con múltiples focos de absorción en todo el esqueleto (Fig. 3-39). Las lesiones primarias del *osteosarcoma* y el *sarcoma de Ewing* generalmente

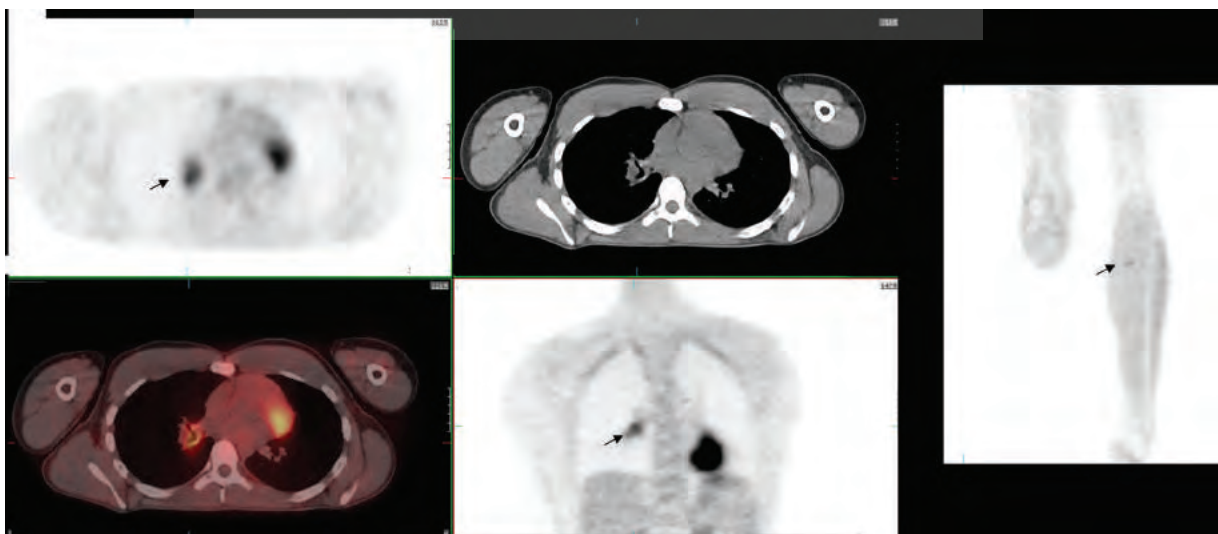


FIGURA 3-40. Sarcoma de tejidos blandos metastático recurrente. Exploración FDG PET-CT que muestra lesiones hipermetabólicas en el hilio derecho y la pierna izquierda (*flechas*). Absorción normal de FDG en el miocardio, el hígado y el bazo.