

**Revistas depredadoras, paper mills y publicaciones falsas.
Animales muy bien adaptados a los tiempos**

**Rendimiento de una herramienta de inteligencia artificial
en biopsias percutáneas de mama**

**Ablación hepática guiada por fusión de imágenes:
una herramienta eficaz para lesiones no visibles en ultrasonido**

**Tomografía computarizada de cuatro dimensiones para
detección de adenomas paratiroideos:
precisión diagnóstica y aplicaciones clínicas**

**Imagen ponderada en difusión para la región de cabeza-cuello
y médula espinal: técnica de imagen eco planar y no eco planar**

**Hiperplasia nodular focal pediculada complicada por una torsión:
una presentación atípica muy rara**

**Drenaje venoso pulmonar anómalo, modalidad mixta:
reporte de un caso poco común**

**Una causa poco frecuente de hiperintensidad en
los ganglios basales y el tálamo: cistinosis nefropática infantil**



AUSTRAL

JOURNAL OF IMAGING

REVISTA CHILENA DE RADIOLOGÍA

Indexada en / Indexed in: SciELO, Scopus, EMBASE, DOAJ, LATINDEX Catálogo 2.0, MIAR, Bibliovigilance, Dialnet

ISSN: 2810-6954 / e-ISSN: 2810-708X

VOLUMEN 32. NÚMERO 2, ABRIL-JUNIO 2026

Comité Editorial

Editor Jefe

David Ladrón de Guevara Hernández
*IRAM, Hospital San Juan de Dios, Universidad Diego Portales,
Santiago de Chile, Chile*

Co-Editor

Patricia Guzmán Falcón
*Hospital San Juan de Dios, Universidad Diego Portales,
Santiago, Chile*

Editores Nacionales

Juan P. Cruz
*Clínica Santa María e Instituto de Neurocirugía,
Santiago, Chile*

Nicolás Sánchez Domínguez
*Clínica Alemana, Universidad del Desarrollo,
Santiago, Chile*

Carla Sáez Tapia
*Hospital Clínico, Universidad de Chile,
Santiago, Chile*

Claudia Astudillo Abarca
*Clínica Las Condes,
Santiago, Chile*

Jorge Contardo Pérez
*Hospital Clínico, Universidad de Chile,
Santiago, Chile*

Carlos Toledo
*Hospital las Higueras, Talcahuano,
Bío Bío, Chile*

Eduardo Bravo Rius
*Hospital de niños Dr. Luis Calvo Mackenna,
Santiago, Chile*

Felipe Allende Nuñez
*Universidad Mayor y Universidad de San Sebastián,
Santiago, Chile*

Felipe Zumaeta Valenzuela
*Hospital Regional de Iquique,
Iquique, Chile*

Editores Internacionales

Sonia Bermúdez Muñoz
*Hospital Universitario Fundación Santa Fe de Bogotá,
Bogotá, Colombia*

Janio Szklaruk
*MD Anderson Cancer Center,
Houston, TX, Estados Unidos*

Marcel Koenigkam Santos
*Hospital das Clínicas de Bauru, Universidad de São Paulo,
São Paulo, Brasil*

Araceli Cué Castro
*Hospital General "Dr. Enrique Cabrera",
Ciudad de México, México*

Cristina García Villar
*Hospital Universitario Puerta del Mar de Cádiz,
Cádiz, España*

Comité Editorial Asesor

Julieta Aránguiz Ramírez
*Bioestadística e Investigación Biomédica,
Universidad Diego Portales,
Santiago, Chile*

Rolando Cocío
*Salud Pública, Clínica Alemana,
Universidad del Desarrollo,
Santiago, Chile*

Pablo Del Río López
*Protección Radiológica Hospital Militar de Santiago,
Universidad Mayor,
Santiago, Chile*



PERMANYER
www.permanyer.com

www.resochradi.com

Revistas depredadoras, paper mills y publicaciones falsas. Animales muy bien adaptados a los tiempos

Predatory journals, paper mills, and fake publications. Animals highly adapted to the times

David Ladrón de Guevara-Hernández 

Editor en Jefe, Austral Journal of Imaging/Revista Chilena de Radiología, Santiago, Chile

Se denomina «revistas depredadoras» a aquellas que se hacen pasar por publicaciones científicas, entregando información falsa a los autores con el propósito principal de lucrar. Suelen no tener un sistema adecuado de revisión, lo que resta validez científica a los artículos, y aseguran un acceso libre (*open access*) a los lectores con la condición de que el autor pague por ello.

Las características comunes de las revistas depredadoras son:

- Cobran una suma al autor por publicar.
- Son de acceso libre.
- No tienen implementado un proceso editorial real de revisión por pares, por lo que suelen publicar el *paper* de forma expedita y rápida.
- Presentan información falsa en su sitio web sobre procesos editoriales que realmente no se llevan a cabo, acreditan editores famosos que en realidad no forman parte de la revista, u omiten o esconden información inicial sobre el cobro que finalmente se hará al autor.
- Muchas de ellas envían reiterados correos de invitación a autores conocidos para que publiquen sus artículos en sus revistas, sin mencionar detalles de cobros ni «cargos de procesamiento de artículos».
- No figuran en indexaciones DOAJ (*Directory of Open Access Journals*), catálogo NLM (*National Library of*

Medicine), COPE (*Committee on Publication Ethics*) ni SCImago *Journal Rank*.

Una manera fácil de reconocer estas revistas es cerciorarse de que no aparecen en las indexaciones mencionadas. Otra forma es consultar directamente la «lista de Beall»¹, actualmente discontinuada, u otras bases de datos más nuevas que han recopilado casi 3000 publicaciones que califican en parte o totalmente como depredadoras².

Es necesario aclarar que el carácter depredador se basa en el objetivo primario de lucro independientemente de la calidad científica del producto, y que el modelo de acceso abierto es empleado también por revistas reputadas con adecuados procesos editoriales³.

Otra forma de fraude es el «secuestro» de revistas científicas, montando un sitio web paralelo que se hace pasar por una revista legítima, pero no muy conocida, suplantando su identidad para profitar económicamente. Estas revistas falsas también suelen enviar correos de invitación masivos para publicar «en una revista indexada», con un enlace de la falsa plataforma. Las revistas emergentes indexadas, pero sin sitio web propio ni enlaces de revistas, están en especial riesgo de esta suplantación.

Para los autores, publicar en estas revistas tiene el mismo significado que si fuera una revista depredadora,

Correspondencia:

David Ladrón de Guevara-Hernández
E-mail: humdavidhm@hotmail.com

2810-6954 / © 2026 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Éste es un artículo *open access* bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Fecha de recepción: 15-01-2026

Fecha de aceptación: 06-02-2026

DOI: 10.24875/AJI.M26000039

Disponible en internet: 28-04-2026

Austral J. Imaging. 2026;32(2):65-67

www.resochradi.com

es decir, que su artículo no se someterá a revisión por pares, con la consiguiente falta de validez científica. Por otra parte, este tipo de revistas podrá albergar también artículos de baja calidad o derechamente falsos.

La generación industrial de *papers* con información falsa o inventada, la denominada *paper mills*, es un extremo al que se ha llegado dadas las altas sumas de dinero implicadas en una industria valuada en 1,4 billones de euros⁴. Se trata de organizaciones o compañías de «servicios editoriales», que diseñan, producen y venden artículos que imitan una investigación legítima⁵, pero con información falsa, generalmente con textos de excelente redacción, metodologías impecables y resultados evidentes. La inteligencia artificial sin duda ha ayudado a sofisticar, agilizar y masificar esta industria. Este tipo de fraude es especialmente dañino para la actividad científica, en particular del ámbito de la salud, ya que genera información falsa que puede redundar en daño a las personas. Inventar datos es el peor de los escenarios en la esfera del fraude científico.

El éxito y la proliferación explosiva de todas estas formas de fraude editorial se explican por la alta presión por publicar a que están expuestos muchos científicos e investigadores, en un ambiente regido por la ley de «publicar o perecer», que puede llegar a determinar la

permanencia laboral, la viabilidad de los proyectos y el acceso a financiamiento. Y también se explican en parte por las falencias del sistema editorial convencional, que restringe más de lo debido el acceso tanto de autores que quieren publicar –largos procesos de revisión, alta tasa de rechazo– como de lectores que quieren leer su contenido –altísimos importes por acceso a cada artículo–, lo que dificulta la solución del problema.

Además de condenar la existencia de todo tipo de fraude en las publicaciones, es necesario revisar y optimizar los procedimientos editoriales de las revistas con comité editorial y adecuados procesos de revisión de artículos, para que sean más atractivas y accesibles tanto para autores como para lectores.

Referencias

1. Beall's list of potential predatory journals and publishers. (Consultado el 29-01-2026.) Disponible en: <https://beallslist.net/#update>.
2. The predatory journal list. (Consultado el 29-01-2026.) Disponible en: <https://www.predatoryjournals.org/the-list/journals%20>.
3. Orduña-Malea E. Las revistas científicas falsas han llegado para quedarse. Aula Magna [Blog]; 2025. Disponible en: <https://cuedespyd.hypotheses.org/19959>.
4. Sabel B. Paper mills: global knowledge contamination by industrial-style fake science publishing. (Consultado el 29-01-2026.) Disponible en: <https://www.morressier.com/o/event/61c0a43adec9ce0013c988ff/article/61d3a5d04a84e7b4701d9885>.
5. COPE (Committee on Publication Ethics). Systematic manipulation of the publishing process via 'paper mills'. (Consultado el 29-01-2026.) Disponible en: <https://publicationethics.org/topic-discussions/systematic-manipulation-publishing-process-paper-mills>.

Revisores 2025

Aprovechamos la ocasión para agradecer sinceramente la colaboración de los siguientes profesionales que revisaron artículos enviados a Austral Journal of Imaging/Revista Chilena de Radiología durante el año 2025.

Lista de revisores de *Austral Journal of Imaging/Revista Chilena de Radiología* en 2025

Nombre	Apellidos	Centro	País
David	Ladrón de Guevara Hernández	Hospital San Juan de Dios	Chile
Patricia	Guzmán	Hospital San Juan de Dios	Chile
Francisco	Garrido Cisterna	P. Universidad Católica de Chile - Red Salud UC-Christus	Chile
Julieta	Aránguiz	Universidad Diego Portales	Chile
Carla	Sáez	Hospital Clínico Universidad de Chile	Chile
Carlos	Toledo Riquelme	Hospital Guillermo Grant Benavente	Chile
Felipe	Zumaeta	Hospital Regional de Iquique	Chile
Felipe	Castillo Aravena	Toronto General Hospital	Canadá
Juan Pablo	Cruz Quiroga	Hospital Clínico de la Pontificia Universidad Católica	Chile
Patricia	Arancibia	Hospital Digital	Chile
Lizbet	Pérez Marrero	Hospital de Niños Luis Calvo Mackenna	Chile
Nicolás	Sánchez	Clínica Alemana - Hospital Padre Hurtado	Chile
Cristina	García Villar	Hospital Universitario Puerta del Mar	España
Felipe	Allende Núñez	Universidad Mayor - Philips	Chile
Eduardo	Bravo Rius	Hospital de Niños Luis Calvo Mackenna	Chile
Alex	Wash	Clínica Las Condes	Chile
Rolando	Cocio Arcos	Clínica Alemana de Santiago, Hospital San Juan de Dios	Chile
Solange	Rivera Mercado	P. Universidad Católica de Chile - Red Salud UC-Christus	Chile
Pablo	Soffía Sánchez	Clínica Alemana	Chile
Jorge	Llanos Cáceres	Clínica Alemana	Chile
Jorge	Contardo	Hospital San Pablo de Coquimbo	Chile
María José	Díez Castellanos	Hospital San Juan de Dios	Chile
Marcelo	López Ramírez	Hospital Clínico de la Universidad de Chile	Chile
Claudia	Astudillo Abarca	Clínica Las Condes	Chile
Marcel	Koenigkam Santos	Universidade de São Paulo	Brasil
Jorge	Díaz	Hospital JJ Aguirre	Chile
Camila	de la Barra Escobar	Clínica Alemana de Santiago, Hospital Sótero del Río	Chile
Francisca	Norambuena	Hospital San Juan de Dios	Chile
Patricia	Bitar Hirmas	Clínica Las Condes	Chile
Sara	Muñoz Chiamil	Clínica Las Condes	Chile
Tamara	Palavecino Bustos	Hospital Clínico Universidad de Chile	Chile
Pablo	Maturana	Universidad Mayor	Chile
Valentina	San Martín	Hospital Sótero del Río y Hospital San Juan de Dios	Chile
Antonio	Peñailillo	Universidad Católica	Chile
Arnoldo	Riquelme Pérez	Pontificia Universidad Católica de Chile	Chile
Masao	Yamamoto Ramos	Hospital Regional del Río	México
Leslie	Muñoz Silva	Hospital Clínico de la Universidad de Chile	Chile
Carlos	Riquelme Pizarro	Red Salud UC-Christus	Chile
Gonzalo	Miranda	Hospital José Joaquín Aguirre	Chile
Claudia	Hernández Marchant	Clínica Las Condes	Chile
Lukas	Karachon	Universidad Católica	Chile
Giancarlo	Schiappacasse Faundes	Clínica Alemana, Hospital Militar	Chile
Cristián	Jarry Trujillo	Pontificia Universidad Católica de Chile	Chile

Rendimiento de una herramienta de inteligencia artificial en biopsias percutáneas de mama

Performance of an artificial intelligence tool in percutaneous breast biopsies

Paulina Neira-Vallejos^{1*}, María C. Vial¹, Carolina Behnke¹, Marcelo Poblete-Becker¹, M. Rosario van Wersch² y Emilia Santelices²

¹Departamento de Radiología, Centro de la Mama de Clínica MEDS La Dehesa; ²Facultad de Medicina, Universidad de Los Andes. Santiago, Chile

Resumen

Introducción: El uso de herramientas de inteligencia artificial (IA) en ecografía mamaria ha mostrado un aumento en la exactitud diagnóstica del cáncer de mama. **Objetivo:** Evaluar el rendimiento diagnóstico de un software de inteligencia artificial (IA) en lesiones mamarias biopsiadas bajo guía ecográfica. **Material y métodos:** Estudio de pruebas diagnósticas prospectivo que incluyó los resultados de pacientes que concurren a realizarse una biopsia percutánea de mama bajo guía ecográfica y cuyas imágenes fueron analizadas y clasificadas por grado de sospecha, en primer lugar con una categoría ACR BI-RADS asignada por un radiólogo especialista y después por un software de IA. Posteriormente se correlacionaron con los resultados de histopatología obtenidos en la biopsia, que fue el estándar de referencia. **Resultados:** Se incluyeron 181 lesiones, de las cuales 80 fueron malignas y 101 benignas. La sensibilidad de la herramienta de IA fue del 95%, la especificidad del 58%, el valor predictivo positivo (VPP) del 64%, el valor predictivo negativo (VPN) del 93% y la exactitud de 0,74. Los radiólogos obtuvieron una sensibilidad del 98%, una especificidad del 19%, un VPP del 49%, un VPN del 95% y una exactitud de 0,54. **Conclusiones:** La herramienta de IA demostró una especificidad y un VPP superiores en comparación con los radiólogos en lesiones a las que se hizo biopsia, por lo que podría ser utilizada para disminuir el número de biopsias con resultado benigno.

Palabras clave: Ultrasonido. Mama. Biopsia core. Inteligencia artificial.

Abstract

Introduction: The use of artificial intelligence (AI) tools in breast ultrasound has shown an increase in the diagnostic accuracy of breast cancer. **Objective:** To evaluate the diagnostic performance of artificial intelligence (AI) software in the detection of breast cancer in breast lesions biopsied under ultrasound guidance. **Material and methods:** This prospective diagnostic testing study included the results of patients who underwent ultrasound-guided percutaneous breast biopsy. Images were analyzed and classified by degree of suspicion, first with an ACR BI-RADS category assigned by a specialist radiologist and then by AI software. These were subsequently correlated with the histopathology results obtained from the biopsy, which served as the reference standard. **Results:** 181 lesions were included in this study, of which 80 were malignant and 101 benign lesions. The sensitivity of the AI tool was 95%, specificity 58%, positive predictive value (PPV) 64%, negative predictive value (NPV) 93%, and accuracy 0.74. The values obtained by the radiologists were 98% sensitivity, 19% specificity, 49% PPV, 95% NPV, and 0.54 accuracy. **Conclusions:** The AI software demonstrated superior specificity and PPV compared to radiologists in lesions biopsied and could therefore be used to reduce the number of biopsies with benign results.

Keywords: Ultrasound. Breast. Core biopsy. Artificial intelligence.

*Correspondencia:

Paulina Neira-Vallejos
E-mail: paulina.neira@meds.cl

Fecha de recepción: 02-05-2025

Fecha de aceptación: 01-09-2025

DOI: 10.24875/AJI.25000031

Disponible en internet: 28-04-2026

Austral J. Imaging. 2026;32(2):68-73

www.resochradi.com

2810-6954 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

El cáncer de mama constituye la principal causa de mortalidad por cáncer en las mujeres en todo el mundo, lo que le confiere una gran relevancia¹.

El cribado con mamografía, con un rendimiento de 4,1 cánceres por 1000, ha permitido una pesquiza oportuna, con impacto en la disminución de la mortalidad por esta causa^{2,3}. Si bien la mamografía sigue siendo el estándar para la detección de esta patología, su rendimiento se ve limitado en cerca del 40% de la población femenina debido a que tienen tejido mamario denso, lo que afecta su sensibilidad⁴. La evaluación con ecografía, como método de cribado suplementario, ha permitido disminuir el enmascaramiento de lesiones en mamas densas, con tasas de detección de cáncer que oscilan entre 2,1 y 2,7 por 1000⁵. Sin embargo, el valor predictivo positivo (VPP) de las biopsias obtenidas en lesiones visibles únicamente con ecografía complementaria es bajo, entre el 2% y el 21%, lo que lleva a buscar métodos que mejoren los resultados en el proceso diagnóstico⁶. El uso de herramientas de inteligencia artificial (IA) en el cribado con mamografía puede mejorar el diagnóstico inicial de cáncer de mama⁷. También se ha investigado el uso de estas herramientas en ecografía mamaria, mostrando un aumento en la exactitud diagnóstica del cáncer de mama y disminuyendo la variabilidad de interpretación⁸. En noviembre de 2021, la Food and Drug Administration aprobó el uso del dispositivo KOIOS DS, que es un programa de IA para la evaluación de lesiones visibles en ecotomografía mamaria. Esta herramienta de IA se denomina «de soporte de decisiones» y utiliza métodos de aprendizaje profundo, con algoritmos avanzados de IA. En la práctica, el radiólogo elige dos imágenes ortogonales de la lesión y coloca una región de interés en el centro de la lesión, con lo que el *software* automáticamente dibuja un rectángulo alrededor de la lesión, la caracteriza en cuanto a forma y orientación, y entrega un nivel de sospecha.

El objetivo primario de este estudio es evaluar el rendimiento diagnóstico de una herramienta de IA, y los objetivos secundarios son compararlo con el rendimiento diagnóstico de los radiólogos y evaluar si su uso mejora la discriminación para la toma de biopsia en lesiones mamarias detectadas por ultrasonido.

Material y métodos

Estudio de pruebas diagnósticas prospectivo para evaluar el rendimiento diagnóstico de una herramienta

de IA. Se incluyeron todas las pacientes consecutivas a las que se hizo una biopsia guiada por ultrasonido por indicación de su médico tratante entre abril de 2023 y junio de 2024, en el centro de mama de una institución de salud privada.

En la mayoría de los casos, el médico tratante indicó la biopsia porque la lesión había sido clasificada como sospechosa (BIRADS [*Breast Imaging-Reporting and Data System*] 4 o 5) en la ecografía mamaria, pero también en algunos casos se solicitó para lesiones clasificadas como probablemente benignas, ya fuera porque estas eran palpables, por un riesgo aumentado para desarrollar cáncer de mama o por solicitud de la paciente.

Se excluyeron las lesiones con resultado de patología inflamatoria aguda y aquellas con resultado de cáncer conocido.

El radiólogo que efectuó el procedimiento asignó una categoría ACR (American College of Radiology) BIRADS clínica a la lesión en el momento de realizar la biopsia percutánea, y posteriormente, una vez ya registrada la categoría de sospecha clínica, se aplicó la herramienta de IA mediante el programa KOIOS DS; todo esto previo a conocer el resultado de la biopsia.

El *software* del programa de IA que usamos para este estudio fue la versión 3.6 KOIOS DS BREAST.

La clasificación del nivel de sospecha de KOIOS DS se divide en benigno, probablemente benigno, sospechoso y maligno, y se correlacionan con los niveles de sospecha de la clasificación ACR-BIRADS 5.^a edición⁹ en su sección de ultrasonido del siguiente modo:

- Categoría 2 ACR-BIRADS: 2 benigno del *software*.
- Categoría 3 ACR-BIRADS: 3 probablemente benigno del *software*.
- Categoría 4 ACR-BIRADS: 4A, 4B y 4C sospechoso del *software*.
- Categoría 5 ACR-BIRADS: 4C+ maligno del *software*.

Las categorías 1 y 6 ACR-BIRADS corresponden a sin hallazgos y a neoplasia maligna diagnosticada, respectivamente, por lo que el *software* KOIOS no las considera en su clasificación.

Todas las biopsias se hicieron con una aguja de 14 G, excepto dos que se hicieron con aguja de 10 G.

Participaron en la clasificación del nivel de sospecha de las lesiones cinco radiólogos con 4 a 27 años de experiencia en imágenes de mama (16 años promedio). Utilizaron ecografía manual en un equipo Logic E10s GE con transductor lineal de 4-20 MH.

Se registraron la edad de la paciente y el tamaño de la lesión biopsiada, y una vez informada la biopsia por

el médico patólogo se registró el resultado histológico, que fue considerado el estándar de referencia.

Se resguardó la confidencialidad mediante medidas de anonimato y el estudio fue aprobado por el comité de ética.

Análisis estadístico

Se evaluó la relación existente entre el resultado de la biopsia (estándar de referencia) y la clasificación de la lesión por el *software* y por el método tradicional ACR-BIRADS por el radiólogo, ambas hechas previamente a la biopsia. Se calcularon la sensibilidad, la especificidad, el VPP, el valor predictivo negativo (VPN) y la exactitud de la herramienta de IA y de los radiólogos, para evaluar el rendimiento diagnóstico mediante un método binario (benigno o sospechoso): para el *software*, «benigno» son las clasificaciones benigno y probablemente benigno, y «sospechoso» las clasificaciones sospechoso y maligno; para los radiólogos, «benigno» son las clasificaciones ACR-BIRADS 2 y 3, y «sospechoso» las clasificaciones ACR-BIRADS 4 y 5.

Se hizo un subanálisis para el grupo de lesiones no palpables. También se calculó qué porcentaje de las biopsias se habría evitado en caso de haber seguido la recomendación del *software* de IA.

Resultados

Se incluyeron 191 casos consecutivos, de los cuales nueve correspondieron a patología inflamatoria aguda y subaguda, incluyendo siete mastitis granulomatosas y dos procesos inflamatorios agudos, que se excluyeron porque las especificaciones del *software* indican que no sirve para evaluar patología inflamatoria aguda. También se excluyó una paciente que ya tenía diagnóstico de cáncer de mama mediante punción percutánea y se le solicitó una repetición para evaluación de marcadores. Así, finalmente fueron 181 los casos incluidos y 177 las pacientes, ya que cuatro tuvieron biopsias de más de una lesión.

El promedio de edad de las pacientes fue de 49 años (rango: 18-89 años). El tamaño de las lesiones biopsiadas fluctuó entre 4 y 60 mm, con un promedio de 18 mm. De las 181 lesiones, 98 fueron palpables. Hubo 80 lesiones malignas, 19 lesiones de alto riesgo y 82 lesiones benignas. Los resultados histológicos de las biopsias se detallan en la [tabla 1](#).

Las categorías de sospecha de las lesiones biopsiadas asignadas por los radiólogos y por el *software* se detallan en las [tablas 2 y 3](#).

Tabla 1. Resultados histológicos de las lesiones mamarias estudiadas mediante biopsia percutánea bajo guía de ultrasonido

Tipo de lesión	n = 181
Lesiones malignas	80
Carcinoma ductal infiltrante	60
Carcinoma lobulillar infiltrante	9
Carcinoma ductal <i>in situ</i>	3
Carcinoma papilar	5
Carcinoma mucinoso	2
Carcinoma tubular	1
Lesiones de alto riesgo	19
Papiloma intraductal	6
Cicatriz radiada	2
Tumor filodes	6
Lesión papilar atípica	1
Lesión fibroelastótica atípica	2
Atipia plana	1
Hiperplasia ductal atípica	0
Hiperplasia lobulillar atípica	1
Lesiones benignas	82
Fibroadenoma	44
Fibrosis estromal	14
Necrosis grasa	4
Proceso inflamatorio crónico	5
Hiperplasia estromal pseudoangiomatosa	2
Hamartoma	1
Mastitis linfocitaria	2
Otras	10

El *software* clasificó 42/181 como BIRADS 2, y de estas ninguna fue maligna. Correspondieron a lesiones de alto riesgo 7/42 (dos lesiones papilares sin atipia y cinco tumores filodes benignos); los cinco tumores filodes fueron palpables y clasificados como BIRADS 4A por los radiólogos.

Las lesiones que el *software* clasificó como BIRADS 3 fueron 21/181, de las cuales 4/21 resultaron malignas (un cáncer papilar *in situ* y tres carcinomas ductales infiltrantes, dos de estos con grado de diferenciación 3 y uno grado 2), con tamaños de 36, 19, 30 y 32 mm cada uno. Estas cuatro lesiones fueron clasificadas como sospechosas (BIRADS 4 o 5) por los radiólogos.

Dentro de las 21 lesiones clasificadas como BIRADS 3 por el *software* hubo tres lesiones de alto riesgo (un papiloma, una atipia epitelial plana y un tumor filodes), que fueron clasificadas como sospechosas por los radiólogos ([Fig. 1](#)).

Hubo ocho lesiones clasificadas como BI-RADS 3 por los radiólogos y como BIRADS 4 por el *software* de IA, de las cuales siete resultaron benignas, sin lesiones de alto riesgo y una lesión (1/8) que resultó maligna (carcinoma ductal infiltrante con grado de diferenciación 3), con un tamaño de 20 mm.

Tabla 2. Categorías de sospecha de las lesiones biopsiadas asignadas por los radiólogos y por el *software* de inteligencia artificial

BIRADS radiólogos	Benignas	Malignas	N.º por categoría	BIRADS software*	Benignas	Malignas	N.º por categoría
2	0	0	0	2	42	0	42
3	20	1	21	3	17	4	21
4	79	47	126	4	38	50	88
5	2	32	34	4c+	4	26	30
Total	-	-	181	-	-	-	181

*Software de inteligencia artificial KOIOS DS.
 BIRADS 2: de aspecto benigno; BIRADS 3: probablemente benigno; BIRADS 4: sospechoso de neoplasia maligna; BIRADS 5 o 4c+: altamente sospechoso de neoplasia.

Tabla 3. Clasificación binaria (benigna o sospechosa) de las lesiones biopsiadas asignada por los radiólogos y por el *software* de inteligencia artificial

BIRADS radiólogos	Benignas	Malignas	N.º por categoría	BIRADS software*	Benignas	Malignas	N.º por categoría
2 y 3	20	1	21	2 y 3	59	4	63
4 y 5	81	79	160	4 y 4c+	42	76	118

*Software de inteligencia artificial KOIOS DS.
 BIRADS 2 y 3: benigno; BIRADS 4 y 5 o 4c+: sospechoso.

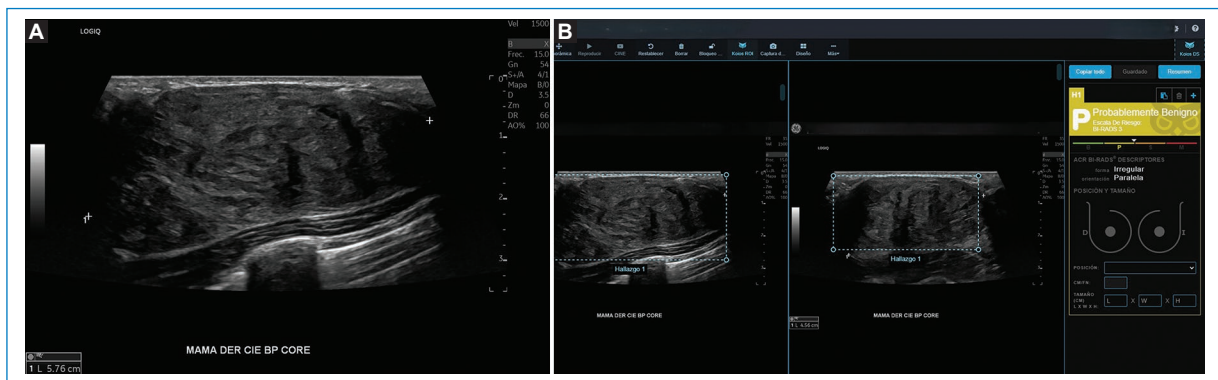


Figura 1. A: ecografía hecha por un radiólogo que clasificó el nódulo como BIRADS 4. **B:** clasificación del *software* de inteligencia artificial del mismo nódulo como probablemente benigno. El resultado histológico de la biopsia core fue: «hallazgos histológicos concordantes con lesión fibroepitelial con zonas de estroma hiper celular». Posteriormente se operó y la biopsia quirúrgica resultó «tumor filodes benigno».

La sensibilidad de la herramienta de IA fue del 95%, la especificidad del 58%, el VPP del 64%, el VPN del 93% y la exactitud de 0,74. La sensibilidad de los radiólogos fue del 98% (con valores por radiólogo que variaron entre el 96% y el 100%), la especificidad del 19% (entre el 13% y el 25%), el VPP del 49% (entre el 35% y el 56%), el VPN del 95% (entre el 75% y el 100%) y la exactitud de 0,54 (entre 0,43 y 0,58).

En el subanálisis incluyendo solo las lesiones no palpables, la IA tuvo una sensibilidad del 100%, una especificidad del 47%, un VPP del 46%, un VPN del 100% y una exactitud de 0,63, mientras que para los radiólogos la sensibilidad fue del 100%, la especificidad del 24%, el VPP del 41%, el VPN del 100% y la exactitud de 0,50.

Si no se hubiese hecho biopsia a las lesiones categorizadas como benignas y probablemente benignas

por el *software* de IA, pero clasificadas como sospechosas por los radiólogos (50/181), se habría evitado el 27,6% de las biopsias con resultado benigno y se habría perdido un 2,2% de los cánceres. Si solo no se hubiese hecho biopsia a las lesiones clasificadas como benignas (BIRADS 2) por el *software* y como sospechosas por el radiólogo (32/181), se habría evitado el 17,7% de las biopsias y no se hubiese perdido ninguna lesión maligna.

Discusión

Nuestros resultados muestran un buen desempeño de la herramienta de IA para diferenciar entre benigna y sospechosa en las lesiones mamarias visibles por ultrasonido, con una sensibilidad ligeramente inferior a la de los radiólogos, pero con una exactitud mayor que la de estos.

Hay varias publicaciones que han mostrado en general buenos resultados con el uso de estas herramientas de IA. El primer estudio, de Mango et al.⁸, de carácter retrospectivo, incluyó 900 lesiones mamarias detectadas con 15 evaluadores, y evaluó el uso del *software* KOIOS DS como herramienta de apoyo a la decisión en el diagnóstico de imágenes de ecografía mamaria convencional de nódulos mamarios, con una sensibilidad del 98% para el *software* y del 94% para los clínicos, y una especificidad mayor para el *software*, del 50% frente al 40%. En otro estudio publicado por Berg et al.¹⁰ en 2021, también de carácter retrospectivo, que incluyó 319 pacientes y nueve evaluadores, los resultados mostraron una curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) del *software* de 0,77, sin diferencia significativa con la de los radiólogos, que fue de 0,82.

Hay estudios que muestran que las herramientas de IA tendrían más utilidad frente a lectores poco experimentados^{11,12}. En el estudio de Park et al.¹¹, los radiólogos menos experimentados mejoraron significativamente su VPN con la asistencia de IA, mientras que los radiólogos más experimentados mejoraron su VPP. En el trabajo de Heller et al.¹² no hubo diferencia significativa en cuanto a exactitud, VPN, VPP, sensibilidad y especificidad entre radiólogos y el *software* de IA, pero sí mejoró la exactitud, particularmente en las lesiones de bajo nivel de certeza, mejorando el VPP (24,7% vs. 19,3%) y la especificidad (57,8% vs. 44,6%).

Un estudio con una población similar a la nuestra es el de Browne et al.¹³, que incluyó un total de 403 lesiones o nódulos mamarios a los que se realizó biopsia percutánea. Se evaluó el rendimiento diagnóstico de una herramienta de IA y de los radiólogos, utilizando como punto de referencia el resultado histológico de la biopsia,

y se evidenció que se habría reducido de manera significativa el número de biopsias benignas realizadas en lesiones clasificadas por el *software* como BIRADS 3, sin dejar de diagnosticar ninguna lesión maligna.

En nuestro estudio hay 50 casos que el *software* categorizó como BIRADS 2 o 3 y los radiólogos clasificaron como BIRADS 4 o 5. De estos 50 casos, 46 tuvieron resultado benigno y los otros cuatro resultaron ser cáncer y fueron clasificados como sospechosos por los radiólogos. Si no se hubiese hecho biopsia a las lesiones categorizadas como benignas y probablemente benignas por el *software* de IA, pero clasificadas como sospechosas por los radiólogos, se habría evitado un 27,6% de biopsias con resultado benigno, pero con pérdida de un 2,2% de diagnósticos de cáncer. En el caso de que solo no se hubiesen hecho las biopsias clasificadas como BIRADS 2 por el *software*, y que fueron clasificadas como sospechosas por el radiólogo, se habría evitado el 17,7% de biopsias benignas y no se habría perdido ninguna lesión maligna. Este último resultado va en la misma línea de lo publicado por Guldogan et al.¹⁴, quienes describe que con la aplicación de una herramienta de IA hubiesen evitado un 11% de biopsias benignas de lesiones clasificadas como BIRADS 2.

En nuestros resultados es notoria la mayor especificidad y el mejor VPP del *software* en comparación con los radiólogos, lo cual puede ser atribuido en parte a que estos últimos clasificaron un número más alto de lesiones de mayor tamaño, principalmente palpables, como sospechosas y el *software* las clasificó como benignas. Como mostró el subanálisis que hicimos de lesiones no palpables, la especificidad de los radiólogos mejora del 19% al 24% al no considerar las lesiones palpables, pero considerando esto ninguno de los tumores filodes habría sido diagnosticado si se hubiese seguido la clasificación de la herramienta de IA, ya que fueron categorizados como BIRADS 2 y 3 por el *software*. Todos ellos eran palpables y los radiólogos los categorizaron como sospechosos. Esta conducta se explica porque el ACR define la categoría BIRADS 3 solo para lesiones no palpables. Si bien el hecho de que una lesión sea palpable es un criterio clínico más que radiológico, en general los radiólogos eligen biopsiar las lesiones palpables aunque tengan una apariencia benigna en las imágenes¹⁵. Hay autores que cuestionan este criterio, ya que puede llevar a un importante número de resultados falsos positivos. En la serie de Raza et al.¹⁶, el VPN de la ecografía en la evaluación de nódulos palpables probablemente benignos fue alto, del 99,4%, y por tanto concluyen que el

seguimiento es una alternativa aceptable a la biopsia, similar al caso de los nódulos no palpables.

Entre las limitaciones de nuestro estudio se encuentra que la herramienta de IA se utilizó en una muestra seleccionada de pacientes con indicación de biopsia, por lo que los resultados obtenidos del rendimiento de esta solo son aplicables a poblaciones similares y no al conjunto de las mujeres que asisten a ecografía mamaria por diversas indicaciones. Otra limitación es el escaso número de casos, que no permitió hacer otros subanálisis del rendimiento de la herramienta, por ejemplo con respecto al tipo molecular de los cánceres.

Conclusiones

La aplicación de una herramienta de IA demostró un buen rendimiento diagnóstico en lesiones que fueron biopsiadas, con mayores especificidad y VPP que los radiólogos, por lo que podría tener un impacto positivo en la toma de decisión clínica de realización de biopsia, complementando la evaluación radiológica tradicional que se ha utilizado hasta ahora, y con el potencial de disminuir las biopsias falsas positivas.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han seguido los protocolos de su centro sanitario/institución para acceder a los datos de las historias clínicas. Se ha obtenido el consentimiento informado de las pacientes y se cuenta

con la aprobación del Comité de Ética. Se han seguido las recomendaciones de las guías SAGER.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial. Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

1. Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, et al. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin.* 2021;71:209-49. doi: 10.3322/caac.21660.
2. Nelson HD, Fu R, Cantor A, Pappas M, Daeges M, Humphrey L. Effectiveness of breast cancer screening: systematic review and meta-analysis to update the 2009 US preventive services Task Force recommendation. *Ann Intern Med.* 2016;164:244-55.
3. Sprague BL, Miglioretti DL, Lee CI, Perry H, Tosteson AAN, Kerlikowske K. New mammography screening performance metrics based on the entire screening episode. *Cancer.* 2020;126:3289-96. doi: 10.1002/cncr.32939.
4. Mann RM, Athanasiou A, Baltzer PAT, Camps-Herrero J, Clauser P, Fallenberg EM, et al. European Society of Breast Imaging (EUSOBI). Breast cancer screening in women with extremely dense breasts recommendations of the European Society of Breast Imaging (EUSOBI). *Eur Radiol.* 2022;32:4036-45. doi: 10.1007/s00330-022-08617-6.
5. Berg WA, Vourtsis A. Screening breast ultrasound using handheld or automated technique in women with dense breasts. *J Breast Imaging.* 2019;1:283-96.
6. Hussein H, Abbas E, Keshavarzi S, Fazelzad R, Bukhanov K, Kulkarni S, et al. Supplemental breast cancer screening in women with dense breasts and negative mammography: a systematic review and meta-analysis. *Radiology.* 2023;306:e221785.
7. Hernström V, Josefsson V, Sartor H, Schmidt D, Larsson AM, Hofvind S, et al. Screening performance and characteristics of breast cancer detected in the Mammography Screening with Artificial Intelligence trial (MASAI): a randomised, controlled, parallel-group, non-inferiority, single-blinded, screening accuracy study. *Lancet Digit Health.* 2025;7:e175-83. doi: 10.1016/S2589-7500(24)00267-X.
8. Mango VL, Sun M, Wynn RT, Ha R. Should we ignore, follow, or biopsy? Impact of artificial intelligence decision support on breast ultrasound lesion assessment. *Am J Roentgenol.* 2020;214:1445-52.
9. Mendelson EB, Böhm-Vélez M, Berg WA, Whitman GJ, Feldman MI, Madjar H. ACR-BI-RADS ultrasound. En: *ACR BI-RADS Atlas: Breast Imaging Reporting and Data System.* Reston (VA): American College of Radiology; 2013.
10. Berg WA, Gur D, Bandos AI, Nair B, Gizienski TA, Tyma CS, et al. Impact of original and artificially improved artificial intelligence-based computer-aided diagnosis on breast US interpretation. *J Breast Imaging.* 2021;3:301-11.
11. Park YM, Kim EK, Lee JH, Ryu JH, Han SS, Choi SJ, et al. Palpable breast masses with probably benign morphology at sonography: can biopsy be deferred? *Acta Radiol.* 2008;49:1104-11.
12. Heller SL, Wegener M, Babb JS, Gao Y. Can an artificial intelligence decision aid decrease false-positive breast biopsies? *Ultrasound Q.* 2021;37:10-5.
13. Browne JL, Pascual MA, Pérez J, Salazar S, Valero B, Rodríguez I, et al. AI: can it make a difference to the predictive value of ultrasound breast biopsy? *Diagnostics (Basel).* 2023;13:811.
14. Guldogan N, Taskin F, Icten GE, Yilmaz E, Turk EB, Erdemli S, et al. Artificial intelligence in BI-RADS categorization of breast lesions on ultrasound: can we omit excessive follow-ups and biopsies? *Acad Radiol.* 2024;31:2194-202. doi: 10.1016/j.acra.2023.11.031.
15. Mahboubi-Fooladi Z, Sabahi M, Amin-Astani S, Khazaei M, Ghomi Z. Attitudes of practicing radiologists toward the management of palpable circumscribed breast masses. *J Breast Imaging.* 2023;5:297-305.
16. Raza S, Chikarmane SA, Neilsen SS, Zorn LM, Birdwell RL. BI-RADS 3, 4, and 5 lesions: value of US in management — follow-up and outcome. *Radiology.* 2008;248:773-81. doi: 10.1148/radiol.2483071786.

Ablación hepática guiada por fusión de imágenes: una herramienta eficaz para lesiones no visibles en ultrasonido

Image fusion-guided liver ablation: an effective tool for ultrasound invisible lesions

Benjamín Horwitz-Zanolli^{id}, Nicolás Radic-González*^{id}, Antonio Vallejos-Cabezas^{id}, Patricio Vargas-Hudson, Roberto Muñoz-Estrada, Paula Araneda-Castiglioni^{id} y Diego Constenla-Vásquez^{id}

Departamento de Imágenes, Clínica Alemana, Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile

Resumen

Introducción: La ablación percutánea guiada por ultrasonido (US) es una alternativa eficaz en el tratamiento de tumores hepáticos. Sin embargo, su utilidad disminuye en lesiones pequeñas o isoecogénicas. La fusión de imágenes permite localizar estas lesiones, ampliando las posibilidades de tratamiento y reduciendo la tasa de complicaciones. **Objetivo:** Describir la experiencia en nuestro centro en la ablación de tumores hepáticos guiada por fusión de imágenes y evaluar su utilidad clínica y reproducibilidad. **Material y métodos:** Estudio retrospectivo de las ablaciones hepáticas guiadas por fusión de imágenes realizadas entre 2017-2023 en nuestro centro. Se realizó un análisis descriptivo de variables tales como edad, sexo, tamaño e histología tumoral, visibilidad en US, éxito técnico, recurrencia local y complicaciones. **Resultados:** Se realizaron 134 ablaciones en 62 pacientes. El 81% fueron hepatocarcinomas, seguidos por metástasis. El 43% de las lesiones fueron visibles con US y el 100% con fusión de imágenes. La tasa de éxito técnico fue del 90% tras la primera sesión y del 94% tras una segunda. La recurrencia local fue del 12%. No se reportaron complicaciones graves. **Conclusión:** La ablación hepática guiada por fusión de imágenes es una técnica segura, eficaz y útil, especialmente en el tratamiento de lesiones pequeñas.

Palabras clave: Neoplasia hepática. Fusión de imágenes. Técnicas de ablación. Ultrasonografía intervencionista.

Abstract

Introduction: Ultrasound (US)-guided percutaneous ablation is an effective alternative for the treatment of liver tumors. However, its utility decreases in small or iso-echoic lesions. Image fusion allows localization of these lesions, increasing treatment options and reducing complication rates. **Objective:** To describe our center's experience with image fusion-guided liver tumor ablation and to assess its clinical utility and reproducibility. **Material and methods:** We conducted a retrospective study of image fusion-guided liver ablations performed between 2017 and 2023 at our center. A descriptive analysis was performed, including variables such as age, sex, tumor size and histology, US visibility, technical success, local recurrence, and complications. **Results:** A total of 134 ablations were performed in 62 patients. Hepatocellular carcinoma accounted for 81% of cases, followed by metastases. Lesions were visible by conventional US in 43% of cases and in 100% with image fusion. The technical success rate was 90% after the first session and 94% after a second. Local recurrence was 12%. No major complications were reported. **Conclusion:** Image fusion-guided liver ablation is a safe, effective, and useful technique, particularly for the treatment of small lesions.

Keywords: Liver neoplasm. Image fusion. Ablation techniques. Interventional ultrasonography.

*Correspondencia:

Nicolás Radic-González
E-mail: nradicg@outlook.com

Fecha de recepción: 30-04-2025

Fecha de aceptación: 01-09-2025

DOI: 10.24875/AJI.25000030

Disponible en internet: 28-04-2026

Austral J. Imaging. 2026;32(2):74-79

www.resochradi.com

2810-6954 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La ablación percutánea guiada por ultrasonido (US) ha surgido como una alternativa eficaz y mínimamente invasiva para el tratamiento de tumores hepáticos malignos. Sin embargo, la limitada visualización de ciertas lesiones ha impulsado el desarrollo de nuevas herramientas como la fusión de imágenes, que permiten optimizar la localización de la lesión y el éxito terapéutico. La ablación percutánea consiste en la aplicación de energía térmica mediante la introducción de una antena de radiofrecuencia o microondas directamente en la lesión, lo cual ocasiona la necrosis del tejido tumoral^{1,2}. Esto se realiza de manera percutánea bajo visión directa con US, ya que es una herramienta altamente disponible, de bajo costo y que no emite radiación ionizante³. No obstante, esta técnica presenta varias limitaciones, especialmente en el tratamiento de lesiones pequeñas e isoecogénicas, las cuales son difíciles de visualizar adecuadamente en ecografía^{4,5}.

La fusión de imágenes con US es una innovadora tecnología que permite localizar tumores no visibles en ecografía mediante la combinación de imágenes de US con estudios de tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (RM), donde la lesión es claramente identificable. Esto ha permitido el tratamiento de un mayor número de tumores, que previamente eran considerados como no tratables bajo los métodos convencionales de ablación, reportando tasas de éxito técnico similares con una menor tasa de complicaciones^{6,7}. Sin embargo, pese a ser una técnica ampliamente utilizada en otros países, en nuestro medio sigue siendo una herramienta poco conocida tanto por médicos clínicos como por radiólogos, existiendo escasa literatura al respecto en nuestro país.

El objetivo de este estudio es describir la experiencia en nuestro centro en la ablación hepática de tumores malignos guiada por fusión de imágenes con US, con el fin de evaluar su utilidad clínica y la reproducibilidad, contrastando nuestros resultados con los reportados en la literatura internacional.

Material y métodos

Se realizó una revisión retrospectiva en el sistema de imágenes PACS (*Picture Archiving and Communication System*) de la Clínica Alemana de Santiago (CAS), de todas las ablaciones hepáticas guiadas por fusión de imágenes con US entre el periodo de enero de 2017 a diciembre de 2023.

Se excluyeron de la muestra los pacientes que recibieron terapias combinadas, tales como una ablación

percutánea en conjunto con una embolización transarterial, así como aquellos que fueron sometidos a otros procedimientos previos a la ablación. También se excluyeron los casos en los que no se dispusiera de imágenes de control y en los que hubo una pérdida en el seguimiento de los pacientes posterior al procedimiento.

Todos los procedimientos fueron realizados con la obtención previa del consentimiento informado del paciente. La ablación térmica se realizó mediante el uso de microondas o radiofrecuencia, para lo cual se utilizaron antenas con un calibre de 17 G, aplicando una cantidad determinada de energía por un periodo de tiempo definido según las indicaciones del fabricante basadas en el tamaño tumoral, buscando un margen de ablación de al menos 5 mm periférico a la lesión.

Para la fusión de imágenes con US se utilizaron estudios de TC o RM con contraste en fase arterial o venosa con un máximo de tres meses de vigencia respecto a la fecha del procedimiento. Se utilizó un ecógrafo Canon modelo Aplio i800 con el *software* Smart Fusion y un sistema adosado al ecógrafo, el cual mediante la emisión y recepción de ondas electromagnéticas permitió la sincronización dinámica de ambas modalidades al desplazar el transductor (Fig. 1). En las figuras 2 y 3 se ilustran dos casos en donde se utilizó la fusión de imágenes para localizar tumores que no eran visibles por ecografía.

El éxito técnico del procedimiento se definió como la necrosis completa de la lesión en el primer control imagenológico posterior al procedimiento⁸. La recidiva tumoral local se estableció como la reaparición de la lesión en el sitio de ablación o en sus proximidades tras haber logrado un éxito técnico en controles anteriores, utilizando los criterios LI-RADS (*Liver Imaging Reporting and Data System*) para los hepatocarcinomas (HCC) y los criterios RECIST (Criterios de Evaluación de la Respuesta en Tumores Sólidos) para los otros tumores malignos⁹. Las complicaciones se definieron de acuerdo con el sistema de clasificación propuesto por la Sociedad de Radiología Intervencional de EE.UU. (SIR), donde se clasifican en complicaciones menores y mayores¹⁰.

Finalmente, se realizó un análisis descriptivo de todas estas variables, incluyendo también variables demográficas como el sexo y la edad de los pacientes, así como de las lesiones tales como el tamaño y la histología tumoral. Se analizó el número de lesiones que fueron localizables durante la ablación bajo el método convencional con ecografía y mediante el método con fusión de imágenes. Se establecieron tres grupos según el tamaño tumoral (0-10, 10-20 y ≥ 20 mm) con el objetivo de evaluar la visibilidad ecográfica en relación con el tamaño de la lesión.

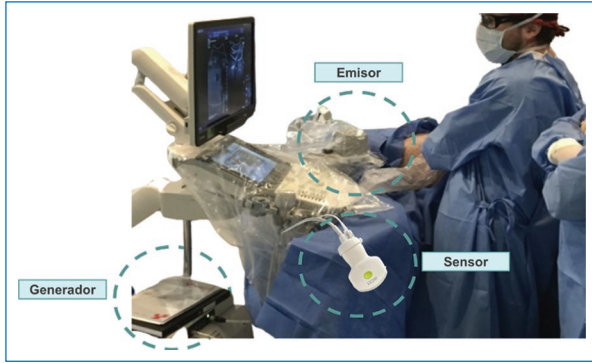


Figura 1. Imagen representativa de los distintos componentes que conforman el sistema de fusión de imágenes adosado al equipo de ultrasonido. Los círculos con líneas discontinuas señalan sus principales elementos: el generador de ondas electromagnéticas, el emisor y el sensor.

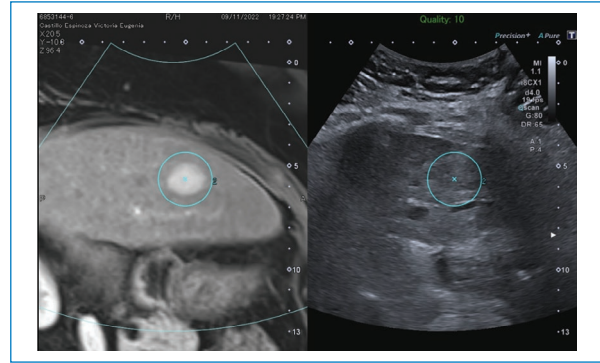


Figura 3. Fusión de imágenes entre RM y ecografía previo a la ablación de un HCC. A la izquierda, RM donde se observa un HCC. La imagen de la derecha muestra la ecografía, sincronizada con la RM, en donde la lesión no se logra visualizar, sin embargo, el ROI verde indica su ubicación exacta. HCC: hepatocarcinoma; RM: resonancia magnética; ROI: región de interés.

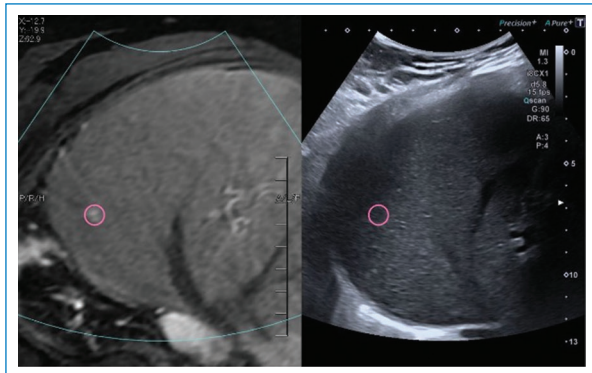


Figura 2. Imágenes sincronizadas de una fusión de imágenes entre una RM y US previo a la ablación de un HCC pequeño (el ROI rosada indica la ubicación de la lesión y el margen de ablación que realizar). A la izquierda se muestra la RM con una pequeña lesión hiperintensa, y a la derecha la ecografía intraprocedimiento en donde dicha lesión no es visible. HCC: hepatocarcinoma; RM: resonancia magnética; ROI: región de interés; US: ultrasonido.

Resultados

Se realizaron 134 ablaciones hepáticas en 62 pacientes (51% hombres), con una edad promedio de 65 años. El 81% de las lesiones correspondieron a HCC, seguidas en frecuencia por metástasis de adenocarcinoma de colon (Tabla 1). El tamaño promedio de las lesiones tratadas fue de 15 mm (Fig. 4).

Del total de lesiones tratadas (n = 134), solo el 43% (n = 58) fueron visibles mediante ecografía convencional durante el procedimiento. La tabla 2 muestra la

Tabla 1. Clasificación de tumores según su histología

Tipo de tumor	Número de lesiones ablacadas	%
Hepatocarcinoma	108	80.60
MTT de adenocarcinoma de colon	11	8.21
MTT de melanoma	7	5.22
MTT de cáncer de mama	5	3.73
MTT de colangiocarcinoma	1	0.75
MTT de carcinoma suprarrenal	1	0.75
MTT de carcinoma adenoideo quístico submaxilar	1	0.75

MTT: metástasis.

relación entre el tamaño de las lesiones hepáticas, su visibilidad mediante ecografía convencional y fusión de imágenes, y la tasa de éxito técnico del procedimiento. El éxito técnico fue de aproximadamente un 90% tras una primera sesión de ablación y un 94% tras una segunda sesión (Fig. 5). La recidiva tumoral local fue de un 12% tras un año de seguimiento.

No se reportaron complicaciones graves de acuerdo con el sistema de clasificación establecido por el SIR. Se reportó una complicación menor intraprocedimiento, la cual consistió en una crisis hipertensiva transitoria, secundaria a la ablación de un HCC que se encontraba en contigüidad con la glándula suprarrenal (Fig. 6), sin requerir de un traslado a una unidad de mayor

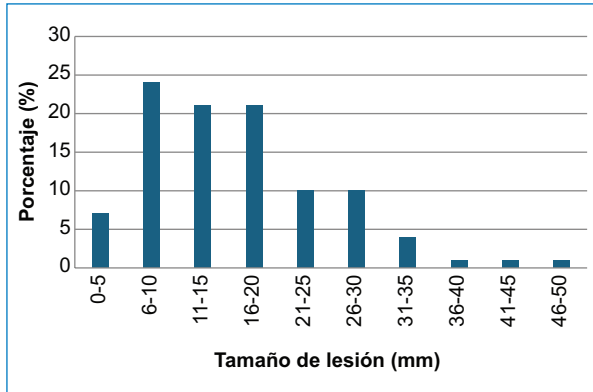


Figura 4. Distribución porcentual de las lesiones hepáticas tratadas según su tamaño.

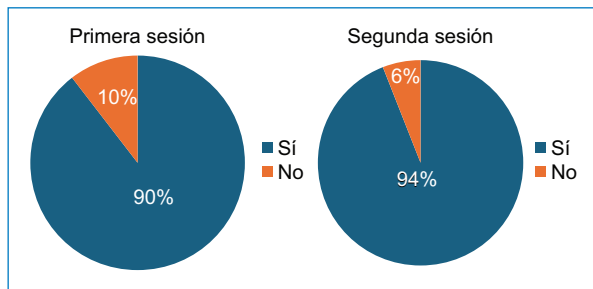


Figura 5. Porcentaje de éxito técnico tras la primera y segunda sesión de ablación.

complejidad ni prolongar el tiempo de hospitalización del paciente.

Discusión

El uso de técnicas de fusión de imágenes con US en la ablación de tumores hepáticos malignos ha aumentado significativamente durante los últimos años^{11,12}. Su principal utilidad ha sido descrita en el tratamiento de lesiones pequeñas e isoecogénicas, así como también en lesiones ubicadas en sitios anatómicos complejos con una mala ventana ecográfica por la proximidad con otras estructuras como el intestino o el diafragma¹³⁻¹⁵.

En nuestro estudio, solo el 43% de las lesiones tratadas fueron localizables mediante ecografía convencional. Al estratificar por tamaño, se observó que el grupo de lesiones de menor tamaño (< 10 mm) presentó la tasa de visualización ecográfica más baja con apenas un 7%, siendo fundamental la fusión de imágenes para localizar dichas lesiones. A pesar de la baja visibilidad por ecografía convencional, todas las

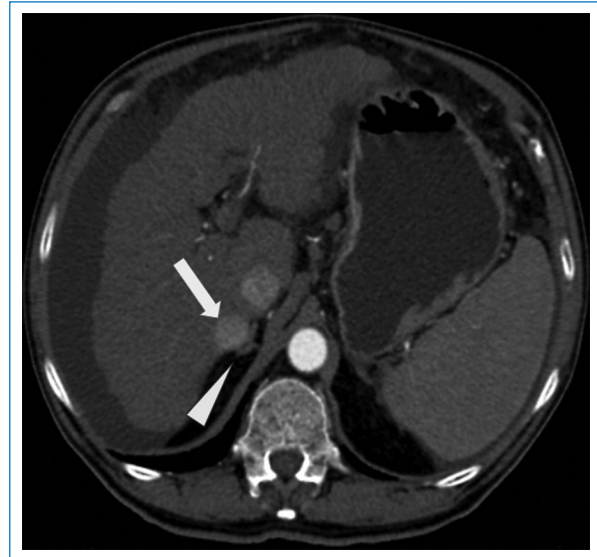


Figura 6. Tomografía computarizada de abdomen en fase arterial, que evidencia un hepatocarcinoma (flecha), en contigüidad con la glándula suprarrenal derecha (cabeza de flecha). Producto de la ablación térmica se produjo una crisis hipertensiva al momento de realizar el procedimiento.

Tabla 2. Número de lesiones visualizadas durante el procedimiento con ecografía convencional y con fusión de imágenes, y su éxito técnico según tamaño

Tamaño	Número de lesiones	Visibilidad US-convencional	Visibilidad US-fusión	Éxito técnico 1.ª sesión
< 10 mm	32	7%	100%	96.9%
10-20 mm	68	45%	100%	86.8%
> 20 mm	34	70%	100%	61.8%
Total	134	42.5%	100%	89.6%

lesiones pudieron tratarse utilizando el método por fusión de imágenes con US, con una tasa de éxito técnico del 90% en la primera sesión y del 94% en la segunda. Estos resultados son concordantes con lo reportado en la literatura, donde se describen tasas de éxito técnico similares, que oscilan entre un 84 y 94%^{4,7,16,17}. Cabe destacar que el éxito técnico del procedimiento fue inversamente proporcional al tamaño de las lesiones tratadas, siendo mayor en el grupo de lesiones más pequeñas, con una tasa cercana al 97%, mientras que en el grupo de lesiones de mayor tamaño (> 20 mm) fue de aproximadamente un 62%. Esto podría explicarse por la mayor dificultad técnica que

presentan las lesiones de mayor tamaño para lograr márgenes adecuados de ablación, requiriendo en muchos casos repetir una o más sesiones de ablación para completar el tratamiento.

Por otro lado, la fusión de imágenes ha demostrado no solo mejorar la visualización de lesiones, sino que también disminuir la tasa de complicaciones y de recidiva tumoral local. En un reciente metaanálisis publicado en 2023, se comparó la ablación guiada por ecografía convencional con la ablación por fusión de imágenes, reportando una reducción en un 30% (riesgo relativo [RR]: 0.70), intervalo de confianza del 95% [IC 95%]: 0.50-0.97, $p = 0.03$ en el riesgo de complicaciones, y en un 39% (RR: 0.61) en el riesgo de recurrencia local en el grupo de pacientes en que se utilizó la fusión de imágenes⁷. En nuestro estudio no se reportaron complicaciones graves, y la tasa de recurrencia local fue de un 12%, sin embargo, al no contar con un grupo de control, no es posible establecer una comparación entre ambas técnicas.

Las principales limitaciones de este estudio incluyen su diseño retrospectivo, que puede introducir sesgos en la recolección de datos. El análisis estadístico fue de carácter exploratorio, sin un grupo de control que permitiera comparar ambas técnicas de ablación. Además, no se logró realizar un seguimiento prolongado de los pacientes, lo que limita la evaluación de la sobrevida a largo plazo y la interpretación de los resultados. Es necesario realizar estudios prospectivos, con un mayor tiempo de seguimiento, para confirmar estos hallazgos y evaluar de manera más precisa el impacto de esta técnica en la sobrevida a largo plazo.

Por último, este estudio se enfocó en una de las múltiples innovaciones tecnológicas desarrolladas en los últimos años. Será de especial interés que futuras investigaciones exploren el impacto de otras herramientas emergentes, como los sistemas de navegación asistidos por inteligencia artificial y los dispositivos robóticos, que también buscan mejorar la precisión y efectividad de los procedimientos mínimamente invasivos^{18,19}.

Conclusión

La ablación percutánea de tumores hepáticos malignos guiada por fusión de imágenes con US es una técnica segura, reproducible y clínicamente útil en nuestro medio, especialmente en el tratamiento de tumores hepáticos pequeños. Su mayor capacidad para localizar lesiones no detectables por ecografía convencional permite el tratamiento de un mayor número de tumores con tasas de éxito técnico similares a las reportadas en la literatura internacional.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable, de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki. Los procedimientos fueron autorizados por el Comité de Ética de la institución.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han obtenido la aprobación del Comité de Ética para el análisis de datos clínicos obtenidos de forma rutinaria y anonimizados. Debido a la naturaleza del estudio, no fue necesario el consentimiento informado individual. Se han seguido las recomendaciones éticas pertinentes.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial. Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

- Goldberg SN, Gazelle GS, Compton CC, Mueller PR, Tanabe KK. Treatment of intrahepatic malignancy with radiofrequency ablation: radiologic-pathologic correlation. *Cancer*. 2000;88(11):2452-63.
- Kim YS, Rhim H, Lim HK, Choi D, Lee MW, Park MJ. Coagulation necrosis induced by radiofrequency ablation in the liver: histopathologic and radiologic review of usual to extremely rare changes. *Radiographics*. 2011;31(2):377-90.
- Hotsen N, Puls R, Bechstein W, Felix R. Focal liver lesion tumors: Doppler ultrasound. *Eur Radiol*. 1999;9:428-35.
- De Muzio F, Cutolo C, Dell'Aversana F, Grassi F, Ravo L, Ferrante M, et al. Complications after thermal ablation of hepatocellular carcinoma and liver metastases: imaging findings. *Diagnostics (Basel)*. 2022;12(5):1151.
- Zou YW, Ren ZG, Sun Y, Wang Q, Liu J, Li X, et al. The latest research progress on minimally invasive treatments for hepatocellular carcinoma. *Hepatobiliary Pancreat Dis Int*. 2023;22:54-63.
- Mauri G, Cova L, De Beni S, Ierace T, Tondolo T, Cerri A, et al. Real-time US-CT/MRI image fusion for guidance of thermal ablation of liver tumors undetectable with US: results in 295 cases. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2015;38(1):143-51. doi: 10.1007/s00270-014-0897-y
- Sheng Y, Sun X, Sun H, Qi J, Li H, Luan J, et al. Fusion imaging versus ultrasound-guided percutaneous thermal ablation of liver cancer: a meta-analysis. *Acta Radiol*. 2023;64(9):2506-17.
- Shiina S, Sato K, Tateishi R, Shimizu M, Ohama H, Hatanaka T, et al. Percutaneous ablation for hepatocellular carcinoma: comparison of various ablation techniques and surgery. *Can J Gastroenterol Hepatol*. 2018;2018:4756147.
- Berber E, Siperstein A. Local recurrence after laparoscopic radiofrequency ablation of liver tumors: an analysis of 1032 tumors. *Ann Surg Oncol*. 2008;15(10):2757-64. doi: 10.1245/s10434-008-0043-7

10. Crocetti L, de Baere T, Lencioni R. Quality improvement guidelines for radiofrequency ablation of liver tumours. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2010;33(1):11-7.
11. Carriero S, Della-Pepa G, Monfardini L, Vitale R, Rossi D, Masperi A, et al. Role of fusion imaging in image-guided thermal ablations. *Diagnostics (Basel).* 2021;11(3):549.
12. Lee MW. Fusion imaging of real-time ultrasonography with CT or MRI for hepatic intervention. *Ultrasonography.* 2014;33(4):227-39. doi: 10.14366/usg.14021
13. Ahn SJ, Lee JM, Lee DH, Lee SM, Yoon JH, Kim YJ, et al. Real-time US-CT/MR fusion imaging for percutaneous radiofrequency ablation of hepatocellular carcinoma. *J Hepatol.* 2017;66(2):347-54. doi: 10.1016/j.jhep.2016.09.003
14. Venkatesan AM, Kadoury S, Abi-Jaoudeh N, Levy EB, MaassMoreno R, Krücker J, et al. Realtime FDG PET guidance during biopsies and radiofrequency ablation using multimodality fusion with electromagnetic navigation. *Radiology.* 2011;260(3):848-56.
15. Calandri M, Mauri G, Yevich S, Gazzera C, Basile D, Gatti M, et al. Fusion imaging and virtual navigation to guide percutaneous thermal ablation of hepatocellular carcinoma: a review of the literature. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2019;42(5):639-47. doi: 10.1007/s00270-019-02167-z
16. Xu ZF, Xie XY, Kuang M, Liu GJ, Chen LD, Zheng YL, et al. Percutaneous radiofrequency ablation of malignant liver tumors with ultrasound and CT fusion imaging guidance. *J Clin Ultrasound.* 2014;42(6):321-30. doi: 10.1002/jcu.22141
17. Zensen S, Bücken A, Meetschen M, Haubold J, Opitz M, Theysohn JM, et al. Current use of percutaneous image-guided tumor ablation for the therapy of liver tumors: lessons learned from the registry of the German Society for Interventional Radiology and Minimally Invasive Therapy (DeGIR) 2018-2022. *Eur Radiol.* 2024;34(5):3322-30. doi: 10.1007/s00330-023-10412-w
18. Lanza C, Carriero S, Buijs EFM, Mortellaro S, Pizzi C, Sciacqua LV, et al. Robotics in interventional radiology: review of current and future applications. *Technol Cancer Res Treat.* 2023;22:15330338231152084.
19. Lesaunier A, Khlaut J, Dancette C, Tselikas L, Bonnet B, Boeken T. Artificial intelligence in interventional radiology: current concepts and future trends. *Diagn Interv Imaging.* 2025;106(1):5-10. doi: 10.1016/j.diii.2024.08.004

Tomografía computarizada de cuatro dimensiones para detección de adenomas paratiroides: precisión diagnóstica y aplicaciones clínicas

Four-dimensional computed tomography for the detection of parathyroid adenomas: diagnostic accuracy and clinical applications

Rolando Cocio^{id}, Daniela Barahona^{id}, Joaquín Cristi^{*id} y Fernanda Blaskovic^{id}

Departamento de Imágenes, Facultad de Medicina, Clínica Alemana – Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile

Resumen

El hiperparatiroidismo primario se diagnostica por alteraciones de laboratorio y hasta en un 80% de los casos está causado por un adenoma solitario, pudiendo conducir a complicaciones cardiovasculares, renales y óseas. El manejo de esta condición es la escisión de la glándula, siendo la cirugía mínimamente invasiva el estándar de cuidado. Para ello es necesario contar con técnicas de imágenes preoperatorias precisas y de alta calidad. Dentro de las técnicas más frecuentes para la localización del adenoma se encuentran la cintigrafía, el ultrasonido, la tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética. No existe consenso acerca del algoritmo de imágenes diagnósticas óptimo, pero el uso de un protocolo de TC llamado TC 4D es una alternativa de alta precisión y ampliamente disponible en los centros de nuestro país. Se realiza una revisión de la literatura acerca de la TC 4D de paratiroides con énfasis en las características del protocolo y el análisis diagnóstico apropiado para la localización preoperatoria de adenomas en pacientes con hiperparatiroidismo, con casos ilustrativos de nuestra experiencia.

Palabras clave: Tomografía computarizada. Medio de contraste. Diagnóstico por imagen. Hiperparatiroidismo primario. Neoplasias paratiroides. Paratiroidectomía.

Abstract

Primary hyperparathyroidism is diagnosed by laboratory abnormalities, and in up to 80% of cases it results from a solitary adenoma, which can lead to complications affecting the cardiovascular system, kidneys, and bones. The only cure is excision of the gland, with minimally invasive surgery being the standard of care. A precise and high-quality preoperative imaging technique is essential. Scintigraphy, ultrasound, computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging are the most common techniques used. There is no consensus on the optimal diagnostic imaging algorithm; however, a CT protocol known as 4D CT has emerged as a highly accurate and widely available alternative among centers in our country. We conducted a literature review of the parathyroid 4D CT technique, emphasizing the protocol characteristics and the appropriate diagnostic analysis for the preoperative localization of adenomas in patients with hyperparathyroidism, accompanied by illustrative cases from our experience.

Keywords: Computed tomography. Contrast medium. Diagnostic imaging. Primary hyperparathyroidism. Parathyroid neoplasms. Parathyroidectomy.

*Correspondencia:

Joaquín Cristi
E-mail: jcrisip@udd.cl

Fecha de recepción: 31-01-2025

Fecha de aceptación: 19-06-2025

DOI: 10.24875/AJI.25000007

Disponible en internet: 28-04-2026

Austral J. Imaging. 2026;32(2):80-86

www.resochradi.com

2810-6954 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Éste es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

El hiperparatiroidismo se define como la elevación de la paratohormona circulante que provoca un incremento de la actividad osteoclástica, generando una mayor resorción ósea. Puede expresarse como enfermedad primaria, secundaria o terciaria. El hiperparatiroidismo primario está causado hasta en un 80% de los casos por un adenoma solitario; el resto se divide entre hiperplasia multiglandular, adenomas múltiples y carcinoma paratiroideo¹. Su incidencia es 2 a 3 veces mayor en las mujeres que en los hombres, y aumenta con la edad, presentándose en su mayoría en mayores de 50 años².

El diagnóstico de hiperparatiroidismo primario se realiza por alteraciones de laboratorio. Los síntomas por lo general son vagos y en ocasiones es difícil la distinción entre pacientes sintomáticos y asintomáticos³.

Puede conducir a complicaciones cardiovasculares (hipertensión arterial, arritmias, hipertrofia ventricular, calcificación vascular y valvular), renales (nefrolitiasis y lesión renal) y óseas (osteoporosis y fracturas vertebrales).

El manejo de esta condición es la escisión de la glándula. Se ha demostrado la corrección de los parámetros de laboratorio y de los síntomas después del tratamiento quirúrgico. Hasta un tercio de los pacientes asintomáticos en vigilancia activa presentan progresión de la enfermedad; en consecuencia, la cirugía está indicada en pacientes sintomáticos y asintomáticos que reúnan ciertos criterios específicos^{2,4}.

Antiguamente se realizaba una exploración quirúrgica de las cuatro glándulas y escisión, con una precisión reportada de hasta el 95%. Sin embargo, dadas sus complicaciones, actualmente la paratiroidectomía mínimamente invasiva es el manejo estándar. Para lograrlo, el cirujano requiere una localización precisa de la glándula sospechosa, por lo que es necesario contar con técnicas de imágenes preoperatorias específicas y de alta calidad⁵.

Técnicas de localización preoperatoria

Las técnicas tradicionales para la detección de un adenoma solitario son el ultrasonido (US) y la cintigrafía con Tc99m sestamibi, ya sea en modalidad uniplanar, tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) o SPECT/CT. El protocolo cintigráfico más aceptado consiste en una adquisición bifásica que permite reconocer una captación temprana y un lavado tardío del radiotrazador por parte del adenoma,

permitiendo diferenciarlo del tejido tiroideo. En la última década se ha hecho popular la detección de adenomas mediante un protocolo de tomografía computarizada (TC) denominado 4D⁶. Este protocolo fue publicado por primera vez en 2006 y consta de una TC de cuello multifásica y multiplanar, con una reconstrucción en tres planos asociada a una evaluación dinámica tras la administración de contraste, que corresponde a la cuarta dimensión⁷. Diversas investigaciones han evaluado la precisión de estas técnicas, demostrando un rendimiento suficiente y equiparable⁸.

No existe consenso sobre el algoritmo de imágenes diagnósticas más adecuado para localizar un adenoma paratiroideo en el contexto de un hiperparatiroidismo primario. De hecho, las guías internacionales de manejo de estos pacientes reconocen esta situación y una alta variabilidad regional, por lo que sugieren que cada tratante decida la modalidad de localización según su conocimiento y experiencia local^{2,4}. Tradicionalmente se ha utilizado una combinación de US y cintigrafía como primera línea, reservando la TC 4D para cuando estos resulten inconclusos y en pacientes con hiperparatiroidismo primario persistente posterior a una paratiroidectomía⁹.

El US es la técnica de elección inicial por su bajo costo, amplia disponibilidad y ausencia de irradiación. Precisamente la irradiación ha sido una de las principales desventajas de la TC 4D mencionadas por diversos estudios, por lo que se mantiene como una herramienta de segunda línea. Sin embargo, al analizar las técnicas en conjunto, un estudio de costo-efectividad y análisis económico ha sugerido una relación costo-efectividad más adecuada al usar US y TC 4D en un mismo tiempo como estrategia de estudio, en comparación con la TC 4D sola y el US solo o en conjunto con la cintigrafía¹⁰. Esto se debe a que un falso negativo o la presencia de enfermedad multiglandular llevaría a una mayor cantidad de exploraciones cervicales ampliadas, con un mayor costo asociado en consecuencia.

Al ser relegada la TC 4D a estudio de segunda línea durante mucho tiempo, son escasos y poco contundentes los trabajos que midieron su precisión como técnica de primera línea y las comparaciones con el US y la cintigrafía. Sin embargo, dos metaanálisis, el último realizado en 2022, concluyen que la evidencia disponible sugiere mayores sensibilidad, especificidad y valores predictivos positivos y negativos de la TC 4D por sobre el US y la cintigrafía como métodos únicos de primera línea^{11,12}.

Como grupo, proponemos considerar la TC 4D en conjunto con la ecografía como algoritmo de

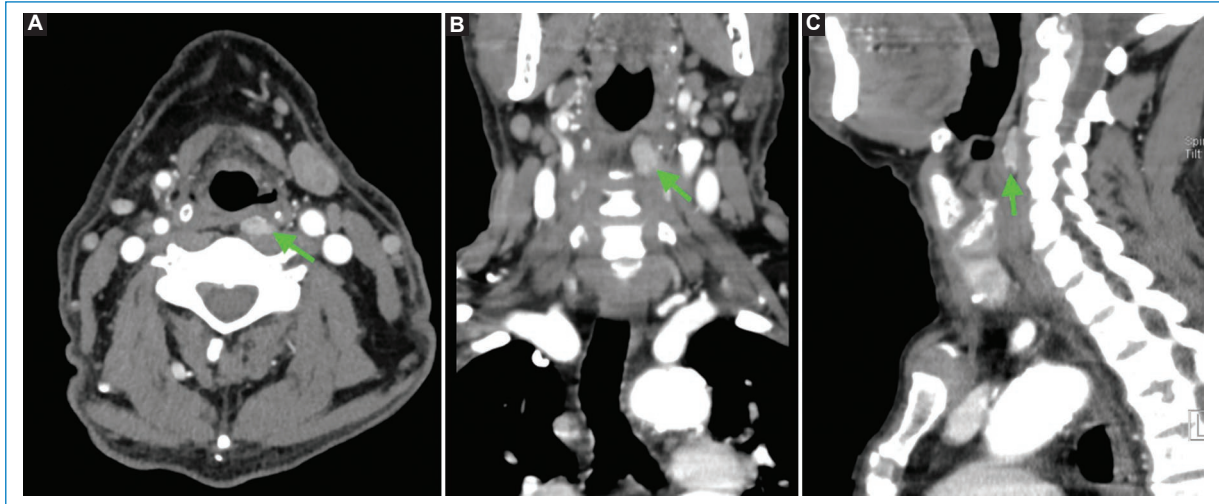


Figura 1. Imágenes en los planos axial (A), coronal (B) y sagital (C) de una tomografía computarizada 4D de paratiroides en fase arterial que muestran una lesión nodular parasagital izquierda en el espacio retrofaríngeo a la altura del seno piriforme, concordante con un adenoma paratiroideo ectópico (flechas).

localización de primera línea en centros que no cuenten con equipos de cintigrafía o que tengan un acceso limitado.

Descripción de la técnica TC 4D

Recibe el nombre de TC 4D por la reconstrucción detallada mediante vóxeles isovolumétricos que permiten una localización precisa de la lesión sospechosa en los planos axial, coronal y sagital, además de un estudio dinámico con contraste intravenoso (Fig. 1). Se han publicado diversos protocolos de TC 4D y la mayoría concuerda en realizar una fase sin contraste seguida de una fase arterial y portovenosa. El examen, al menos en una adquisición, debe abarcar todo el cuello desde la base del cráneo hasta el mediastino, por la posible presencia de adenomas ectópicos que pueden encontrarse en cualquier parte desde la bifurcación carotídea hasta la ventana aortopulmonar¹³. Algunos protocolos planifican la fase sin contraste desde el hueso hioides hasta la unión esternoclavicular combinando con fases contrastadas más amplias desde el ángulo de la mandíbula hasta la carina, para reducir la dosis de irradiación. Se describen inyecciones de 75 ml de contraste isoosmolar a velocidad de 4 ml/s y a continuación un bolo de 25 ml de solución salina⁶. La adquisición de la fase arterial se realiza a los 25-30 segundos de la inyección, y la fase venosa a los 80 segundos. Algunos trabajos refieren la utilidad de una fase tardía a los 300 segundos, para demostrar de mejor forma el lavado^{6,14}. En caso de contar con un

sistema de *bolus tracking*, se gatilla la fase arterial 15-20 segundos después de la llegada del contraste a la aorta, y la fase venosa 40 segundos después de la arterial¹⁵. Se utiliza un grosor de corte fino (0,625 mm), un tiempo de rotación de 0,4 segundos, Pitch 0,516:1, FOV de 20-35 cm y 120-140 kV con modulador de corriente automático por lo general^{6,14}. Posteriormente, las imágenes son reconstruidas en un grosor mayor (2,5 mm) en los tres ejes. Según nuestra experiencia se observa un producto dosis-longitud promedio entre 5 y 15 mGy/cm en estos estudios.

Análisis y aproximación diagnóstica

Las glándulas paratiroideas se dividen en superiores e inferiores, y se originan del cuarto y el tercer arcos branquiales, respectivamente, los cuales se encuentran al nivel de la bifurcación carotídea. Durante el desarrollo fetal descenden y las superiores siguen a la tiroides, mientras que las inferiores lo hacen siguiendo al timo, y por esto se pueden encontrar adenomas ectópicos en todo este trayecto.

El adenoma paratiroideo clásicamente se manifiesta como un nódulo ovalado o redondeado con densidad de partes blandas hipodenso al tejido tiroideo en fase no contrastada (dada la mayor concentración de yodo de este último), con realce intenso en fase arterial y lavado en fase venosa (Fig. 2).

Para identificarlo, debemos ayudarnos de la fase arterial, buscando en el sitio más frecuente adyacente al borde posterior de la glándula tiroidea. Hasta

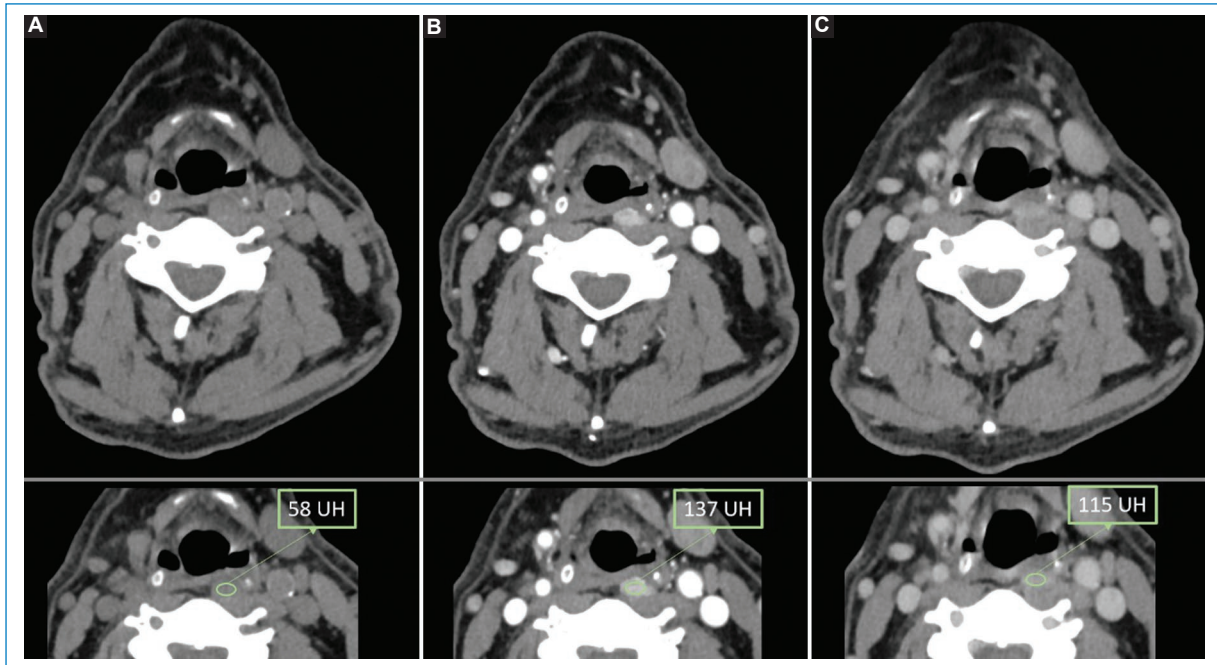


Figura 2. Estudio dinámico de una tomografía computarizada 4D de paratiroides en fases sin contraste (A), arterial (B) y venosa (C) que muestra el patrón de impregnación característico de un adenoma paratiroideo, con realce intenso en la fase arterial y lavado en la fase venosa.

en un 25% de los casos son ectópicos, por lo que debemos recordar el desarrollo embrionario antes descrito. Al reconocerlo, se debe describir la localización detallada en los tres planos que permita un abordaje preciso al equipo quirúrgico, además de su relación con estructuras clave para prevenir complicaciones, tales como la tiroides (detallar si existe contacto o no), la arteria tiroidea inferior, la vaina carotídea, la tráquea y el surco traqueoesofágico. Al encontrar un adenoma es importante continuar la búsqueda de otros, ya que hasta un 10% de los casos son múltiples.

Una correcta evaluación dinámica tras la administración del contraste permitirá distinguir un adenoma de otras estructuras, tales como tejido tiroideo normal, nódulos tiroideos y linfonodos. Clásicamente, a diferencia de los adenomas, se describe un realce progresivo con una atenuación máxima en fase venosa tardía del tejido linfoides. Sin embargo, también es posible observar un realce en fase arterial que se mantiene durante la fase venosa (Fig. 3). El tejido tiroideo normal, si bien presenta un ávido realce en fase arterial al igual que los adenomas, en fase venosa mantiene o aumenta su atenuación, además de presentar elevada densidad en la fase sin contraste (Fig. 4).

Un estudio que analizó 33 adenomas con esta técnica aportó valores de atenuación para cada fase comparándolos con el tejido tiroideo normal, destacando unos valores significativamente diferentes en la fase sin contraste. También se calcularon los valores de lavado arterial y venoso a partir de una fase arterial tardía (25 s), venosa temprana (80 s) y tardía (5 min), y destacaron diferencias importantes en el lavado arterial (fase arterial frente a venosa tardía) con valores de corte sugeridos de lavado absoluto y relativo de $\geq 69\%$ y $\geq 43\%$, respectivamente, para los adenomas¹⁴.

En los adenomas intratiroideos, el US tiene un papel complementario importante, ya que permitirá una caracterización más acabada de la lesión sospechosa, puede identificar nódulos tiroideos concurrentes y sirve como apoyo para la realización de biopsias preoperatorias que confirmen el diagnóstico (Fig. 5).

En nuestro país existe escasa literatura sobre este tema, como reportes de caso y algunas revisiones sobre el hiperparatiroidismo y el manejo de los adenomas¹⁶⁻¹⁸. También son pocas las publicaciones dedicadas específicamente a las técnicas disponibles. Una revisión presenta dos casos de adenomas identificados mediante SPECT/CT, pero este método tiene franca

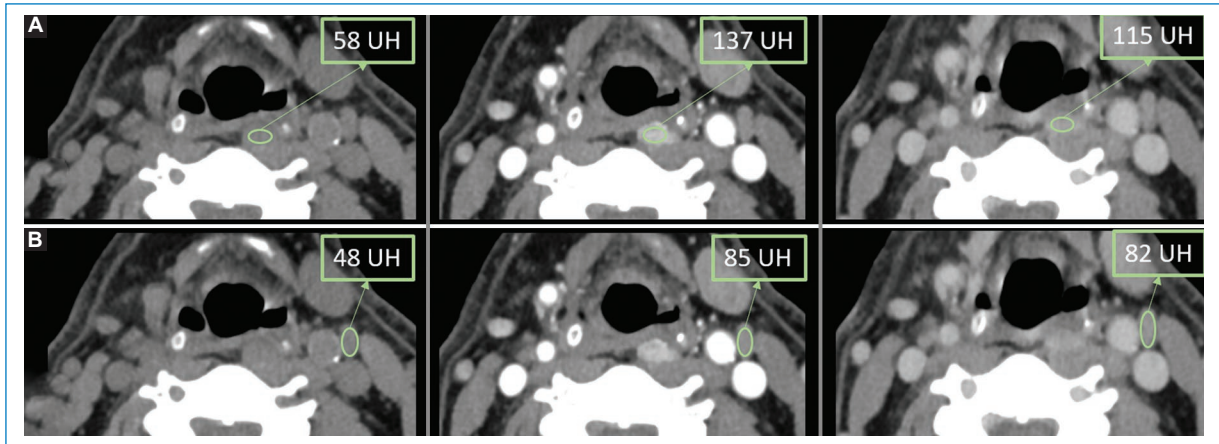


Figura 3. Comparación del comportamiento en estudio dinámico de un adenoma paratiroideo (A) y un linfonodo (B) en fases sin contraste, arterial y venosa, de izquierda a derecha, respectivamente. Un adenoma presenta intenso realce en fase arterial y lavado en fase venosa, a diferencia del linfonodo, que exhibe un menor realce en fase arterial sin variación significativa en fase venosa.

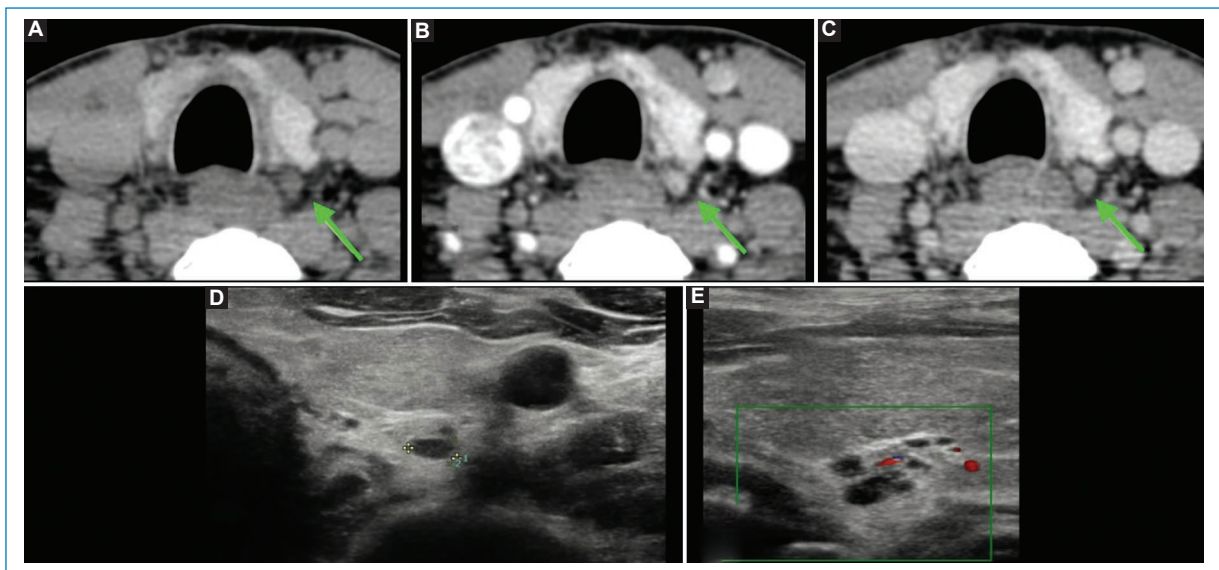


Figura 4. Complemento de la tomografía computarizada (TC) 4D y el ultrasonido (US) en la detección de adenomas paratiroideos. TC en fases sin contraste (A), arterial (B) y venosa (C) que muestra una lesión retrotiroidea izquierda sospechosa de adenoma (flechas), con su comportamiento clásico en el estudio dinámico, destacando su menor atenuación espontánea en comparación con el tejido tiroideo. Correlación de la lesión en US en los planos transverso (D) y longitudinal (E), de similar morfología, homogénea e hipoeecogénica.

menor disponibilidad que la TC en nuestro país y el resto de Latinoamérica, y, como hemos mencionado, no ha demostrado mejor precisión ni costo-efectividad en comparación con la TC 4D¹⁸. En la figura 6 mostramos un caso desafiante, en el que la SPECT/CT resultó negativa y el uso de TC 4D combinada con US fue la clave para la localización de un adenoma paratiroideo. Posterior a la confirmación histológica mediante

biopsia con aguja fina y escisión quirúrgica, se demostró una lesión compatible con adenoma paratiroideo atípico de 7 mm de diámetro mayor.

Conclusión

Aún no existe consenso sobre el algoritmo más adecuado para la identificación preoperatoria de los

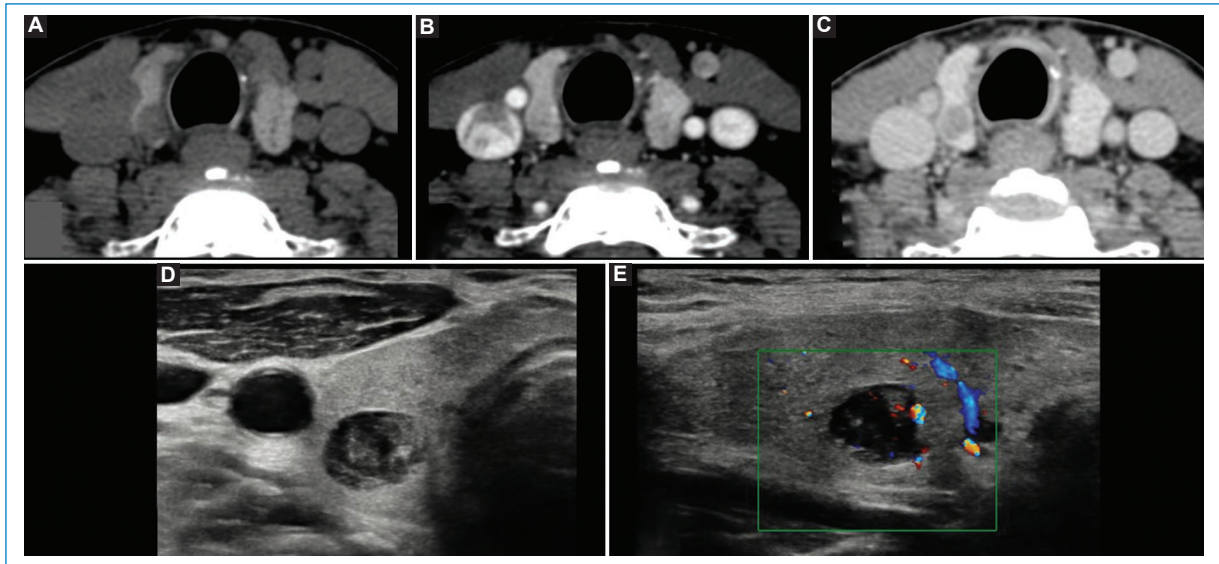


Figura 5. Ultrasonido (US) como guía para biopsia de lesiones sospechosas de adenoma. Tomografía computarizada en fases sin contraste (A), arterial (B) y venosa (C) que muestra una lesión intratiroidea derecha con comportamiento típico de adenoma en el estudio dinámico. Correlato en el US en los planos transverso (D) y longitudinal (E) que permitió realizar una biopsia con resultado compatible.

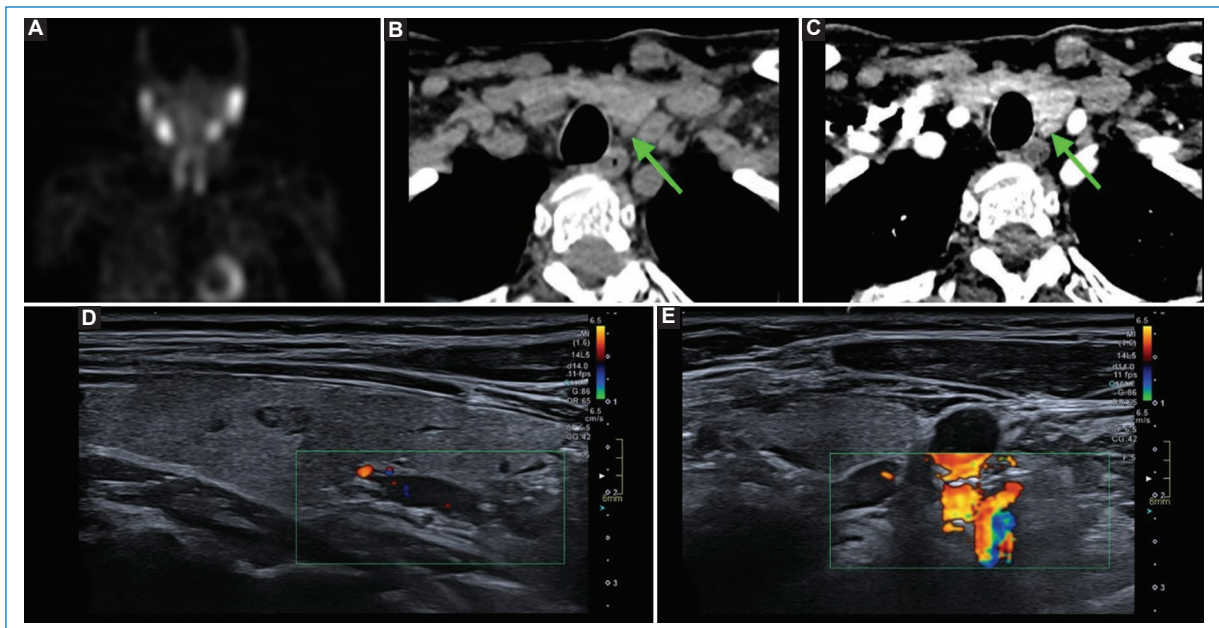


Figura 6. Complemento de técnicas para el diagnóstico de adenomas paratiroideos. Imagen MIP (A) de una tomografía computarizada (TC) por emisión de fotón único MIBI en la que no se visualizaron lesiones hipercaptantes sugerentes de adenoma. TC 4D en fases sin contraste (B) y arterial (C) en la que se visualiza un pequeño nódulo retrotiroideo izquierdo con realce precoz en fase arterial (flechas). Imágenes de ultrasonido en los ejes longitudinal (D) y transversal (E), en las que se reconoce una lesión nodular hipocogénica, alargada, retrotiroidea izquierda, escasamente vascularizada, que correspondió a un adenoma tanto en la biopsia como en la pieza quirúrgica final.

adenomas paratiroideos. La alta precisión reportada de la TC 4D la sitúa como una alternativa de primera línea, demostrando en ocasiones una mayor costo-efectividad

en comparación con otras estrategias de localización. La técnica se basa en la realización de reformateos multiplanares junto al análisis dinámico del comportamiento

glandular con el contraste que diferencia los adenomas de la glándula tiroidea y los linfonodos adyacentes, principales diagnósticos diferenciales. El conocimiento de esta técnica y la familiarización con ella son fundamentales para aumentar las posibilidades de localización de adenomas paratiroideos en los centros de nuestro país.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han seguido los protocolos de confidencialidad de su centro sanitario/institución para acceder a los datos de las historias clínicas. Se ha obtenido el consentimiento informado de los pacientes y se cuenta con la aprobación del Comité de Ética. Se han seguido las recomendaciones de las guías SAGER.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial. Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

1. Jategaonkar AA, Lerner DK, Cooke P, Kirke D, Genden EM, Trosman SJ. Implementation of a 4-dimensional computed tomography protocol for parathyroid adenoma localization. *Am J Otolaryngol.* 2021;42:102907.
2. Wilhelm SM, Wang TS, Ruan DT, Lee JA, Asa SL, Duh QY, et al. The American Association of Endocrine Surgeons guidelines for definitive management of primary hyperparathyroidism. *JAMA Surg.* 2016;151:959-68.
3. Bilezikian J, Silverberg S. Asymptomatic primary hyperparathyroidism. *N Engl J Med.* 2004;350:1746-51.
4. Rubin MR, Bilezikian JP, McMahon DJ, Jacobs T, Shane E, Siris E, et al. The natural history of primary hyperparathyroidism with or without parathyroid surgery after 15 years. *J Clin Endocrinol Metab.* 2008;93:3462-70.
5. Bilezikian JP, Khan AA, Silverberg SJ, Fuleihan GEH, Marcocci C, Minisola S, et al. Evaluation and management of primary hyperparathyroidism: summary statement and guidelines from the Fifth International Workshop. *J Bone Miner Res.* 2022;37:2293-314.
6. Zander D, Bunch PM, Policeni B, Juliano AF, Carneiro-Pla D, Dubey P, et al. ACR Appropriateness Criteria® Parathyroid Adenoma. *J Am Coll Radiol.* 2021;18:S406-22.
7. Hoang JK, Sung WK, Bahl M, Phillips CD. How to perform parathyroid 4D CT: tips and traps for technique and interpretation. *Radiology.* 2014;270:15-24.
8. Rodgers SE, Hunter GJ, Hamberg LM, Schellingerhout D, Doherty DB, Ayers GD, et al. Improved preoperative planning for directed parathyroidectomy with 4-dimensional computed tomography. *Surgery.* 2006;140:932-41.
9. Solorzano CC, Carneiro-Pla D. Minimizing cost and maximizing success in the preoperative localization strategy for primary hyperparathyroidism. *Surg Clin North Am.* 2014;94:587-605.
10. Xu F, Pastakia B, Liu F. Incremental value of CT in the localization of parathyroid adenomas. *Radiol Case Rep.* 2015;10:925.
11. Lubitz CC, Stephen AE, Hodin RA, Pandharipande P. Preoperative localization strategies for primary hyperparathyroidism: an economic analysis. *Ann Surg Oncol.* 2012;19:4202-9.
12. Cheung K, Wang TS, Farrokhyar F, Roman SA, Sosa JA. A meta-analysis of preoperative localization techniques for patients with primary hyperparathyroidism. *Ann Surg Oncol.* 2012;19:577-83.
13. Kattar N, Migneron M, Debaquey MS, Haidari M, Pou AM, McCoull ED. Advanced computed tomographic localization techniques for primary hyperparathyroidism: a systematic review and meta-analysis. *JAMA Otolaryngol Head Neck Surg.* 2022;148:448-56.
14. Parikh AM, Suliburk JW, Morón FE. Imaging localization and surgical approach in the management of ectopic parathyroid adenomas. *Endocr Pract.* 2018;24:589-98.
15. Wazzan M. Absolute and relative washout rates associated with parathyroid adenoma. *Cureus.* 2023;15:e48947.
16. Vijayasarithi A, Karnezis S, Azizyan A, Salamon N, Sepahdari A. 4D CT parathyroid for the general radiologist: a pictorial essay of illustrative cases. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2022;51:659-65.
17. Luis RA, Claudio BB. Mediastinal ectopic parathyroid adenoma, a case report. *Rev Cir Mex.* 2023;75:225-6.
18. Rappoport DW, Caballero QMG, Cortés BN, Cabané TP, Gac EP, Rodríguez MF. Primary hyperparathyroidism. *Rev Cir Mex.* 2021;73:222-6.

Imagen ponderada en difusión para la región de cabeza-cuello y médula espinal: técnica de imagen eco planar y no eco planar

Diffusion-weighted imaging for the head-neck region and spinal cord: echo planar and non-echo planar imaging technique

Gonzalo Araya-Rojas¹, Rodrigo Araya-Rojas^{2,3} y Pablo Maturana-Quijada^{4*} 

¹Departamento de Imágenes, Clínica Alemana de Santiago, Santiago; ²Facultad de Medicina, Universidad Católica del Norte, Antofagasta; ³Servicio de Imagenología, Hospital San Pablo de Coquimbo, Coquimbo; ⁴Escuela de Tecnología Médica, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad Mayor, Santiago, Chile

Resumen

En la última década, la imagen de difusión ha ganado terreno en aplicaciones de imágenes de cabeza, cuello y médula espinal; sin embargo, sigue siendo una herramienta con limitaciones. La técnica es susceptible a ciertos artefactos, como distorsión geométrica, artefactos de envolvimiento, efectos de susceptibilidad magnética, saturación incompleta de la grasa y artefactos por el movimiento del paciente, además de presentar una resolución espacial y una relación señal-ruido más baja en comparación con las secuencias convencionales ponderadas en T1 y T2. Esto hace que, en ocasiones, la localización anatómica precisa de la patología sea un desafío. Estas limitaciones han llevado a que muchos radiólogos consideren que a la implementación sistemática en la cabeza y el cuello todavía le falta desarrollo para obtener una buena imagen. Durante los últimos años se han perfeccionado los métodos de adquisición de la técnica, lo que ha permitido mejorar los artefactos propios de las primeras imágenes. El objetivo de este trabajo es presentar una revisión de las nuevas técnicas disponibles comercialmente que se basan en adquisiciones no eco planares, definiendo su forma de obtención de imagen, aplicaciones, ventajas y desventajas.

Palabras clave: Resonancia magnética. Imagen ponderada en difusión. Imagen eco planar. Coeficiente de difusión aparente.

Abstract

In the last decade, diffusion imaging has gained ground in applications for head, neck, and spinal cord imaging; however, it remains a tool with limitations. The technique is susceptible to certain artifacts, such as geometric distortion, wrapping artifacts, magnetic susceptibility effects, incomplete fat saturation, and artifacts due to patient movement, in addition to having lower spatial resolution and signal-to-noise ratio compared to conventional T1- and T2-weighted sequences. This sometimes makes precise anatomical localization of pathology a challenge. These limitations have led many radiologists to consider that routine implementation in head and neck imaging still lacks development to obtain a good image. In recent years, the methods for acquiring the technique have been improved, which has allowed for the enhancement of the artifacts present in the early images. The aim of this paper is to present a review of the new commercially available techniques based on non-echo planar acquisitions, defining their image acquisition methods, applications, advantages, and disadvantages.

Keywords: Magnetic resonance imaging. Diffusion-weighted imaging. Echo-planar imaging. Apparent diffusion coefficient.

*Correspondencia:

Pablo Maturana-Quijada
E-mail: pablo.maturana@umayor.cl

Fecha de recepción: 31-05-2025

Fecha de aceptación: 12-11-2025

DOI: 10.24875/AJI.25000041

Disponible en internet: 28-04-2026

Austral J. Imaging. 2026;32(2):87-96

www.resochradi.com

0717-9308 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Éste es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La imagen por resonancia magnética ponderada en difusión (DWI) permite analizar el movimiento de las moléculas de agua en los tejidos biológicos. En un medio homogéneo, la difusión del agua es aleatoria e isotrópica, lo que significa que es igual en todas las direcciones. En cambio, en un entorno como el cuerpo humano el agua se encuentra dividida entre células y compartimentos extracelulares. Las moléculas de agua en entornos extracelulares experimentan una difusión relativamente libre, mientras que las moléculas intracelulares muestran una difusión restringida, la cual se ve afectada por procesos patológicos. Por tanto, la DWI proporciona información cualitativa y cuantitativa de los movimientos microscópicos de las moléculas de agua y sus propiedades de difusión, añadiendo información funcional a las secuencias anatómicas obtenidas en resonancia magnética¹.

La DWI se ha establecido como un método estándar en la evaluación y el diagnóstico del accidente cerebrovascular agudo, y además entrega información acerca de la celularidad, las microestructuras y la microvasculatura, lo cual es de gran importancia para el estudio del cáncer. Esto ha permitido que se desarrolle una variedad de adquisiciones en DWI, las cuales suelen ser clasificadas en técnicas basadas en imagen eco planar (EPI) y no basadas en EPI.

La EPI es un tipo de adquisición rápida que se ha utilizado ampliamente en la DWI. Se caracteriza porque, tras un pulso de excitación, se aplican gradientes de forma continua, lo que permite completar el llenado del espacio k durante un solo eco/excitación. La ventaja principal de la EPI en modalidad de disparo único (*single-shot*) es la rapidez en la adquisición de imágenes, que ocurre en cuestión de milisegundos. Esta velocidad es particularmente crítica en la imagen por difusión, ya que minimiza los artefactos asociados al movimiento del paciente, como los movimientos voluntarios, la respiración y la pulsación vascular, que pueden interferir con la señal de difusión obtenida, la cual es muy sensible a este tipo de movimientos². Sin embargo, dado que la EPI depende de gradientes precisos para manipular un único eco, presenta una desventaja importante: es muy sensible a las inhomogeneidades del campo magnético, lo que genera algunos artefactos de la imagen, como el *blurring* (usaremos este término para referirnos a la baja resolución espacial en la imagen) y la distorsión geométrica. Ambos artefactos limitan la detección de lesiones en regiones donde se producen grandes interfaces de tejidos (tejido/aire) o

en presencia de implantes médicos metálicos, donde algunas porciones de la imagen pueden volverse difíciles de interpretar³. Debido a esta limitación de la técnica EPI, las secuencias no EPI utilizan distintas estrategias de adquisición que mejoran la adquisición de la DWI en regiones con grandes interfaces de tejido y así se evitan artefactos en la imagen.

El objetivo de esta revisión es presentar una guía basada en las técnicas EPI y no EPI para evaluar regiones que anteriormente eran difíciles de estudiar por DWI, como la zona de cabeza-cuello y la médula espinal.

Imágenes ponderadas en difusión convencional

En la actualidad, los avances en DWI han evolucionado considerablemente desde sus primeras aplicaciones en el estudio de la isquemia cerebral. Se han dedicado esfuerzos significativos al uso de la DWI en el cáncer. Las aplicaciones de la DWI al cáncer no se limitan a la detección y el diagnóstico, sino que se extienden a la estadificación, la clasificación, la evaluación del tratamiento e incluso la predicción; esto debido a que permite generar contraste tisular en función del movimiento microscópico y aleatorio de las moléculas de agua en el organismo. En condiciones patológicas específicas, la movilidad de las moléculas de agua se ve reducida⁴.

En algunos tipos de tumores, esta restricción en la difusión se asocia con una alta densidad celular o con una mayor proporción núcleo-citoplasma, lo que convierte a la reducción de la difusividad en un indicador indirecto de celularidad tumoral aumentada.

A partir de estos principios, las imágenes por difusión proporcionan a los radiólogos herramientas útiles para detectar inflamaciones e infecciones, mejorar la identificación de neoplasias, caracterizar la biología tumoral y evaluar la respuesta a los tratamientos.

Para generar imágenes ponderadas por difusión, el factor que controla el grado de ponderación de difusión se denomina valor b (expresado en s/mm^2). Este valor b refleja la fuerza y el momento de los gradientes utilizados para generar imágenes ponderadas por difusión. Los valores b típicos varían de 0 a aproximadamente $4000 s/mm^2$. La manera más sencilla de comprender este valor en la DWI es verlo similar a la forma en que la elección de tiempo de eco afecta la ponderación T2.

Una característica en la elección de este valor b es que la señal de resonancia magnética por difusión disminuye progresivamente a medida que el valor b se incrementa (es decir, a valores de b más altos, más

ruido en la imagen). No obstante, la tasa de esta disminución varía en función de los valores b utilizados. Con valores b relativamente bajos (por ejemplo, $< 200 \text{ s/mm}^2$), la señal se atenúa rápidamente debido a la contribución del movimiento acelerado del agua en los capilares, lo que genera una pérdida significativa de señal sumado al efecto propio de la difusión⁵. Este fenómeno hace que los valores b bajos sean en particular sensibles a la vascularización del tejido, principalmente la microperfusión y la microcirculación, y solo tiene una influencia limitada en la difusión. A medida que el valor b aumenta, la contribución de la vasculatura capilar se vuelve insignificante, dejando la difusión como el principal mecanismo de atenuación.

En un rango intermedio de valores b (entre 500 y 1500 s/mm^2), la atenuación de la señal refleja principalmente la escala espacial del tamaño celular, lo que la convierte en un indicador clave de la celularidad, como se muestra en la figura 1. Cuando el valor b se incrementa aún más, se alcanza una mayor sensibilidad en estructuras de menor escala celular. Esto hace que la resonancia magnética de difusión sea una herramienta útil para evaluar la complejidad y la heterogeneidad microestructural del tejido.

Hasta la fecha no existe un consenso claro en la literatura respecto a un umbral definido para valores b altos; sin embargo, se considera que un valor $b > 2000 \text{ s/mm}^2$ es alto en estudios neurológicos, mientras que se utilizan valores $> 1000 \text{ s/mm}^2$ en aplicaciones corporales⁴.

La selección óptima del valor b debe balancear la sensibilidad a los fenómenos de difusión, los artefactos y el tiempo de adquisición. En aplicaciones de cabeza y cuello se suelen emplear valores intermedios (800 - 1200 s/mm^2)⁵ que ofrecen una adecuada diferenciación tisular sin comprometer excesivamente la relación señal-ruido (SNR, *Signal-to-Noise Ratio*). En la médula espinal, donde la susceptibilidad magnética y el movimiento fisiológico son más críticos, se recomienda un rango más conservador (500 - 800 s/mm^2)⁶, evitando artefactos por distorsión y manteniendo unos tiempos de adquisición razonables.

Con valores b bajos ($< 200 \text{ s/mm}^2$), el contraste de señal está dominado por el movimiento incoherente intravóxel, reflejando principalmente microperfusión capilar. Este rango puede ser útil en estudios multiparamétricos para estimar la fracción de perfusión (f) y la pseudodifusividad (D^*), aunque requiere un modelado adicional. Por el contrario, los valores b altos ($> 1500 \text{ s/mm}^2$) acentúan la sensibilidad a la restricción difusiva pura y a microestructuras densamente

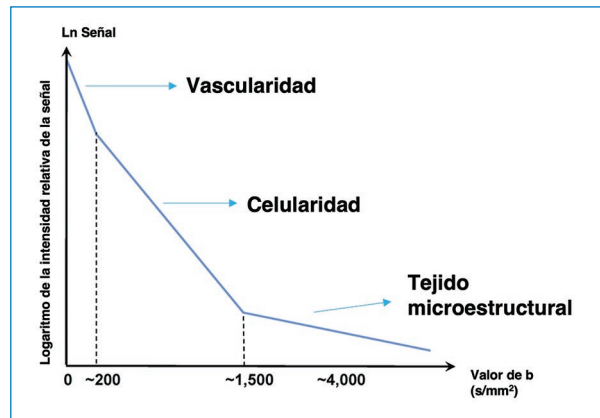


Figura 1. Atenuación de la señal por difusión en función del valor b , dividiendo tres regiones: valores b bajos, intermedios y altos. Cada rango está asociado a una propiedad específica del tejido analizable mediante DWI. Los valores b en el eje horizontal son referenciales y pueden variar según la aplicación (adaptada de Tang et al.⁴).

empaquetadas, pero con una marcada reducción de la señal y un aumento del ruido.

En técnicas no EPI, que presentan menor distorsión geométrica y mejor estabilidad de fase, es posible utilizar valores b más elevados con menor penalización en calidad de imagen. Sin embargo, se debe considerar que el aumento en el número de valores b o en su magnitud puede extender los tiempos de adquisición y requerir mayor cooperación del paciente o el uso de estrategias de corrección de movimiento.

Mapa ADC

La base de la secuencia de DWI mantiene una ponderación intrínseca en T2, lo que significa que la señal está influenciada tanto por los efectos de la difusión como por el T2 del tejido. Para reducir esta ambigüedad, se genera un mapa que integra la información obtenida de la secuencia de difusión junto con una versión de la misma secuencia sin los gradientes de difusión activados (imagen con $b = 0$), denominada imagen de coeficiente de difusión aparente (ADC, *Apparent Diffusion Coefficient*), que se mide en $\text{mm}^2 \text{ s}^{-1}$. De esta manera, se eliminan matemáticamente los efectos relacionados con T2, permitiendo obtener una imagen de difusión puramente paramétrica.

El uso de imágenes de DWI combinadas con el mapeo del ADC permite diferenciar entre lesiones benignas y malignas. En términos generales, los tumores malignos tienden a presentar valores medios de

ADC más bajos que las neoplasias benignas, debido a su alta densidad celular, mayor proporción núcleo-citoplasma y espacios intracelulares más compactos. Sin embargo, esta no es una regla absoluta y existen frecuentes excepciones. Algunas lesiones benignas pueden mostrar una difusividad reducida (abscesos, schwannomas, paragangliomas, meningiomas, tumores fibrosos solitarios, colesteatomas, hemangiopericitomas y tumores mioepiteliales)⁷.

Existen varias limitaciones asociadas a los valores umbrales medios reportados de ADC debido a la heterogeneidad de las poblaciones analizadas en los estudios. Factores como los parámetros de escaneo (por ejemplo, valores b más altos), el tamaño de la matriz de adquisición y la intensidad del campo magnético, junto con las diferencias entre equipos y fabricantes, afectan la reproducibilidad de las mediciones cuantitativas de ADC.

A pesar de estas limitaciones, numerosos estudios han demostrado que la DWI representa una herramienta valiosa y prometedora para evaluar el riesgo de malignidad en lesiones de la cabeza y el cuello^{8,9}. Para abordar estas limitaciones, algunos investigadores han propuesto utilizar controles internos, como la médula ósea o la médula espinal, con el fin de calcular una relación de ADC normalizada⁵.

Técnica EPI para DWI

La secuencia EPI de disparo único (SSH-EPI, *Single-Shot Echo Planar Imaging*) se utiliza comúnmente en DWI por su alta velocidad de adquisición (50-100 ms) y su baja sensibilidad a los errores de fase inducidos por el movimiento del paciente, permitiendo una gran cantidad de direcciones de difusión o más valores de b dentro de un bajo tiempo de escaneo. La técnica se basa en llenar todas las líneas del espacio k en un disparo, lo que equivale a que dentro de un tiempo de repetición se complete la adquisición. Sin embargo, presenta limitaciones, como la baja calidad en la imagen, el efecto *blurring*, la baja SNR, artefactos como desplazamiento químico, la susceptibilidad magnética y la distorsión geométrica en interfaces tejido/aire debido a las inhomogeneidades de B_0 . Estos problemas se intensifican con campos magnéticos altos³.

Los dos típicos artefactos de imagen que son vistos de manera constante en la SSH-EPI son el *blurring* y la distorsión de la imagen. La resolución espacial de la SSH-EPI se ve gravemente afectada por la desfase $T2^*$ del tejido que genera una pérdida de señal en los bordes más externos del espacio k (región que

corresponde a las altas frecuencias, es decir, el detalle de la imagen); esta ponderación introduce *blurring* de la imagen. Por ello, la recomendación es utilizar siempre el valor más bajo de espaciado de eco (*echo spacing*) para evitar este *blurring*.

El otro artefacto presente en la SSH-EPI es la distorsión de la imagen, la cual ocurre principalmente en regiones con una fuerte inhomogeneidad del campo magnético local (por ejemplo, base del cráneo, límites tejido/aire). Esto genera una señal fuera de lugar en la dirección de la codificación de la fase debido a la falta de homogeneidad del campo principal y el campo neto se desvía del cambio lineal deseado, lo que lleva a un mapeo incorrecto de vóxeles¹⁰.

Se ha demostrado que las técnicas de imágenes paralelas, como SENSE (*Sensitivity Encoding*), mejoran la calidad de la SSH-EPI al reducir los artefactos de distorsión geométrica. Sin embargo, la SENSE puede presentar menor SNR y artefactos asociados a altos factores de aceleración (R)¹¹.

Los estudios recientes indican que la técnica CS (*Compressed Sensing*), la cual se basa en la adquisición de un submuestreo aleatorio equilibrado con una eliminación iterativa del ruido, resuelve estos problemas y mejora la calidad de la imagen con factores R altos en comparación con la técnica SENSE convencional¹². Además, la EPI con SENSE comprimida ha demostrado mejorar la relación contraste-ruido, los valores de ADC, la distorsión de la imagen y los artefactos en imágenes ponderadas por difusión en resonancia magnética de cabeza y cuello¹³.

Técnica EPI de disparos múltiples (MS-EPI)

Para reducir los artefactos producidos por la SSH-EPI se han introducido variantes como la EPI de múltiples disparos. En esta modalidad, el llenado del espacio k se realiza en segmentos a través de varias repeticiones, lo que permite disminuir los artefactos por susceptibilidad y mejorar tanto la resolución espacial como la SNR. A diferencia de la SSH-EPI, si el espacio k es llenado con más de un tiempo de repetición, hablamos de una técnica *multishot* EPI o EPI segmentada, que toma muestras del espacio k sobre múltiples trayectorias EPI con líneas ampliamente espaciadas que se entrelazan para cubrir todo el espacio k .

No obstante, esta mejora se obtiene a costa de un tiempo de adquisición más prolongado en comparación con la SSH-EPI. Las señales de difusión son intrínsecamente sensibles al movimiento del paciente porque los gradientes de preparación de la difusión codifican

Tabla 1. Técnicas de DWI no EPI que se encuentran comercialmente disponibles, destacando sus ventajas y desventajas en comparación con la secuencia DWI EPI

Técnica	Acrónimo	Características clave	Ventajas	Desventajas	Nombre comercial
<i>Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo</i>	HASTE	Basada en un turbo espín eco de disparo único, con técnica <i>half Fourier</i>	Mejora la calidad de imagen en patologías de cabeza y cuello debido a la reducción de artefactos de susceptibilidad ²⁴	Menor visibilidad de tumores, menor SNR y contraste de ruido; mayor tiempo de adquisición ²⁴	Siemens Healthineers: HASTE General Electric Healthcare: Single Shot-FSE Philips Healthcare: Single Shot-TSE Canon Medical Systems: FASE
DWI con lectura de EPI segmentada	rs-EPI	Técnica de imagen eco-planar de múltiples disparos	Alta precisión diagnóstica para colesteatoma; efectiva en escenarios diagnósticos complejos ²⁵	No puede reemplazar completamente la DWI no EPI; requiere uso combinado para mejorar la sensibilidad ²⁵	Siemens Healthineers: RESOLVE
<i>Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction</i>	PROPELLER	Líneas paralelas superpuestas rotadas periódicamente con reconstrucción mejorada	Libre de distorsión geométrica; robusta frente a artefactos de movimiento ²⁶	Tiempos de exploración largos y alta SAR, especialmente en campos magnéticos altos ²⁶ ; aparición de artefacto en estrella en valores bajos de sobremuestreo	Siemens Healthineers: BLADE General Electric Healthcare: PROPELLER Philips Healthcare: Multivane Canon Medical Systems: JET
DWI con campo de visión (FOV) reducido	rFOV	Utiliza un campo de visión limitado para mejorar la resolución espacial	Mayor resolución espacial de la imagen, FOV optimizado a regiones pequeñas, reducción de artefactos y mejor visibilidad de las lesiones ²⁷	Menor SNR en comparación con DWI de campo de visión completo, mayor tiempo de adquisición ²⁷	Siemens: iZOOM General Electric Healthcare: ZOOMit Philips Healthcare: iZOOM

BLADE: *Balanced Steady State Free Precession Line Acquisition with Undersampling*; FASE: *Fast Advanced Spin Echo*; FSE: *Fast Spin Echo*; RESOLVE: *Readout Segmentation of Long Variable Echo trains*; SAR: *Specific Absorption Rate*; SNR: *Signal-to-Noise Ratio*; TSE: *Turbo Spin Echo*.

movimientos minúsculos (moleculares) en la fase de la señal; incluso pequeños movimientos del sujeto (por ejemplo, pulsación cardíaca, respiración) durante la preparación de la difusión pueden conducir a una fase variable espacialmente que no está relacionada con la difusión¹⁰.

Por este motivo, las secuencias no EPI se presentan como una opción para los artefactos de susceptibilidad presentes en las secuencias EPI.

Técnicas no EPI para DWI

Las técnicas de DWI no EPI comercialmente disponibles, con sus ventajas y desventajas en relación a las técnicas EPI, son (Tabla 1):

- EPI segmentada por lectura (*rs-EPI, Readout-Segmented-Echo Planar Imaging*).
- Secuencia HASTE DWI (*Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo*).

– Secuencia PROPELLER DWI (*Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction*).

– Imágenes de campo de visión (FOV, *Field of Vision*) reducido (rFOV o *zoom*).

A continuación se presenta un descripción de los aspectos técnicos de cada una de estas secuencias.

rs-EPI

La rs-EPI utiliza una serie de adquisiciones de EPI para cubrir el espacio k en un patrón de tipo mosaico¹⁴. En vez de adquirir en un solo disparo todas las líneas del espacio k , como hace la SSH-EPI, la rs-EPI divide la adquisición en varios disparos, cada uno con menos líneas del espacio k . Esto reduce el espaciado de los ecos y la longitud del tren de ecos, obteniendo una reducción tanto de la distorsión geométrica como del *blurring* T2*, y aumenta la SNR¹⁵.

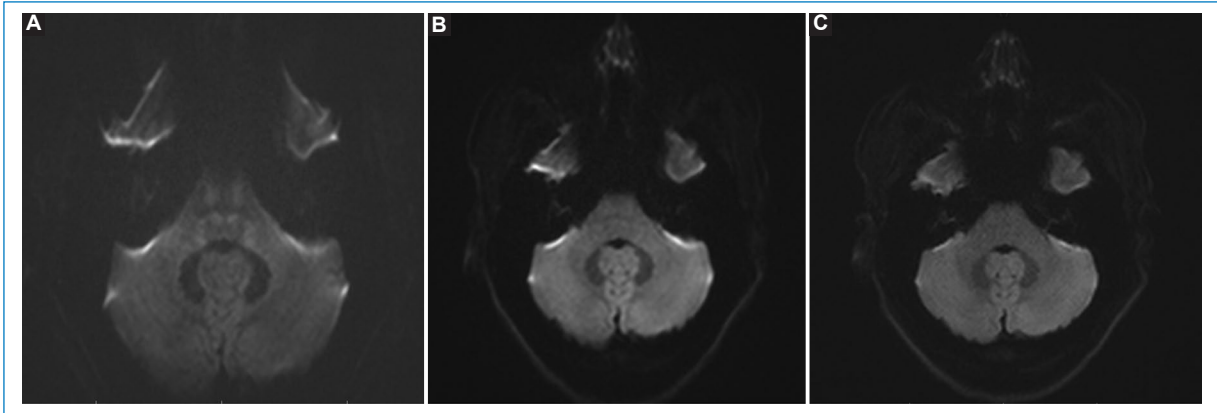


Figura 2. Evaluación de las técnicas EPI y no EPI en la base de cráneo. **A y B:** muestran una difusión con técnica EPI; **C:** con una técnica no EPI. **A:** SSH-EPI, con un tiempo de adquisición de 1:10 min. **B:** difusión MS-EPI, con un tiempo de adquisición de 1:57 min. **C:** adquisición utilizando la técnica RESOLVE, con un tiempo de adquisición de 3:20 min. Todas las imágenes fueron adquiridas en un equipo 3T Siemens modelo Skyra.

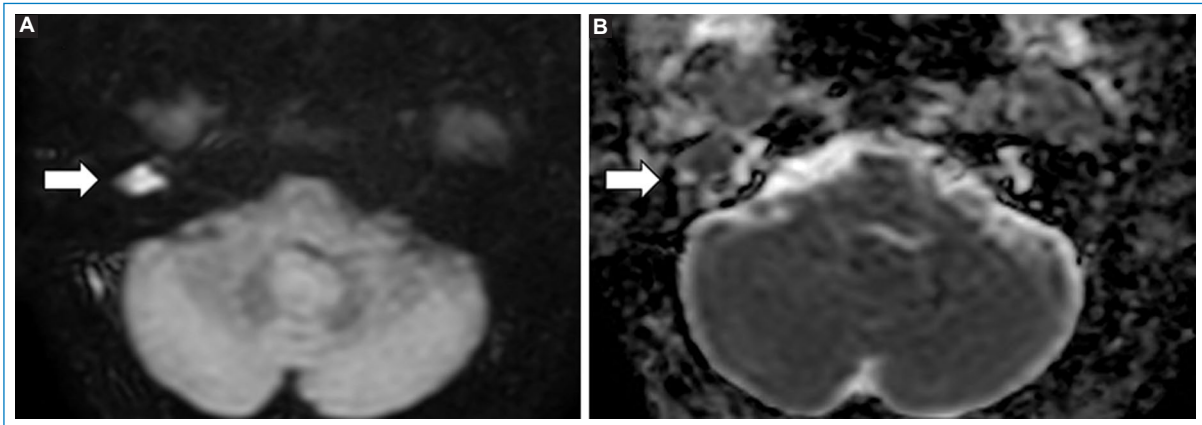


Figura 3. Difusión TSE axial MultiVane Resonador Phillips 1,5 T. Se delimita una lesión (**A:** DWI; **B:** mapa ADC) que presenta restricción en difusión, compatible con un colesteatoma de oído medio en el epítimpano (flechas).

La desventaja es que, al utilizar más de un disparo, el tiempo de escaneo necesario para formar la imagen es mayor, lo que puede generar más movimiento en los pacientes. La comparación de rs-EPI con SSH-EPI demuestra una mejora en las regiones que tienen una fuerte diferencia de susceptibilidad magnética, como es el caso de los lóbulos temporales y del tronco encefálico en el cerebro¹⁶. En la **figura 2** se muestra una comparación de adquisiciones con técnicas EPI.

HASTE DWI

Emplea un método SSH-TSE (*Single-Shot Turbo Spin Echo*) para adquirir las imágenes. Como una secuencia de disparo único, comparte con la EPI una baja sensibilidad al movimiento, aunque con un tiempo

de adquisición ligeramente superior. No obstante, al estar basada en eco de espín, esta técnica evita la distorsión de la imagen y los artefactos de susceptibilidad característicos de las técnicas basadas en SSH-EPI. Su tren de ecos único es significativamente más extenso que el de la EPI, lo que puede provocar una pérdida de la calidad en la imagen debido al decaimiento de T2* durante la adquisición¹⁷. Para mitigar este problema, HASTE DWI utiliza una estrategia de medio Fourier que acorta el tren de ecos, disminuyendo el impacto de la borrosidad de T2, aunque con un efecto adverso o moderado sobre la SNR.

La ventaja de esta técnica sobre la EPI es que no se ve afectada por la susceptibilidad ni por el desplazamiento químico. Sin embargo, las imágenes HASTE DWI tienen ciertas desventajas, como el *blurring*

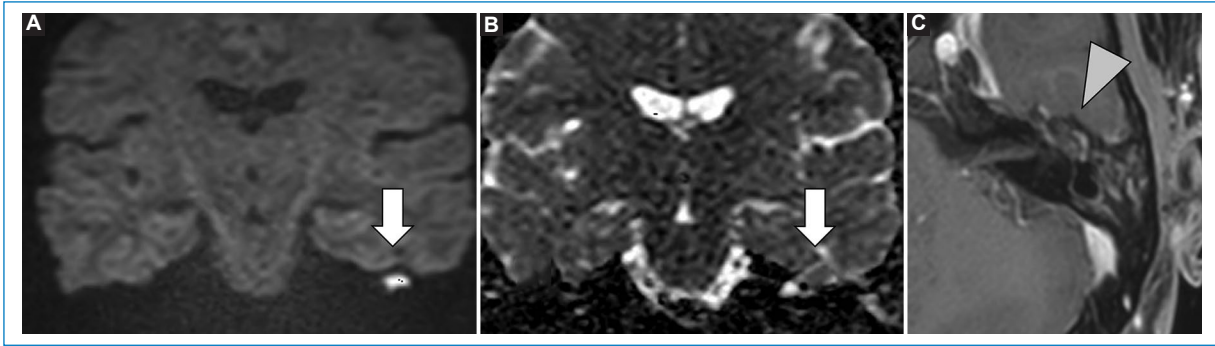


Figura 4. Difusión TSE axial MultiVane Resonador Phillips 1,5 T. **A y B:** colesteatoma epitimpánico izquierdo con restricción en difusión coronal no EPI (flechas blancas). **C:** ausencia de realce en adquisición T1 tras gadolinio (punta de flecha).

asociado con la caída de T2 y la baja SNR, aunque pueden compensarse optimizando los parámetros de las imágenes, como el tamaño de la matriz, el tiempo de eco efectivo, el espacio de eco y el ancho de banda del receptor. Un ancho de banda amplio y un tamaño de matriz pequeño mejoran la SNR; un ancho de banda amplio también mejora la capacidad de discriminación del ADC¹⁸.

PROPELLER DWI

PROPELLER se basa en una secuencia turbo espín eco (TSE)¹⁹. Las secuencias TSE estándar llenan el espacio k en un patrón rectilíneo o cartesiano. Por lo tanto, los datos del centro del espacio k se adquieren una vez o de acuerdo con el número de promedios (NSA o NEX). La información del centro del espacio k tiene importantes características sobre la calidad de la imagen que se ven afectadas por el movimiento del paciente.

La secuencia PROPELLER utiliza un muestreo radial (no cartesiano) del espacio k , con líneas de datos paralelas (denominadas también «cuchillas») que rotan en torno al centro del espacio k , lo que facilita la corrección de inconsistencias espaciales. Una fortaleza clave de PROPELLER es que es autonavegable, es decir, que todas las cuchillas cubren el centro del espacio k , el cual se sobremuestra y permite estimar los errores de fase inducidos por el movimiento para cada adquisición, y descartar esa información.

PROPELLER mejora la calidad de la imagen significativamente y reduce los artefactos de movimiento. Estas secuencias pueden ser superiores a los métodos rs-EPI, en los que los artefactos de susceptibilidad son más problemáticos²⁰. Sin embargo, el uso de TSE

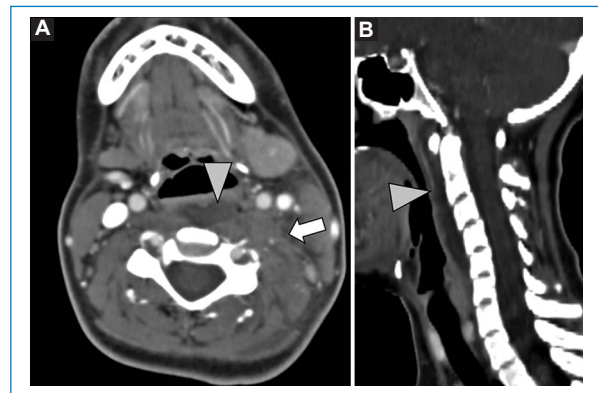


Figura 5. Tomografía computada con contraste, axial (**A**) y sagital (**B**). Proceso inflamatorio paravertebral izquierdo (flecha) y aumento de volumen del espacio retrofaríngeo (punta de flecha). No es posible diferenciar contenido purulento ni edema en el espacio retrofaríngeo.

aumenta la tasa de absorción específica y produce más calentamiento tisular en comparación con los métodos EPI de eco de gradiente.

rFOV

Las técnicas rFOV funcionan de manera similar a las imágenes paralelas al reducir la adquisición de líneas de codificación de fase. En rFOV se evita el *aliasing* al excluir señales fuera de un volumen seleccionado, usando estrategias como la obtención de imágenes de volumen interno (IVI), la supresión de volumen externo (OVS) y la excitación de radiofrecuencia (RF) multidimensional.

Las IVI se basan en la superposición de volúmenes excitados y reenocados, permitiendo limitar el campo de visión y ampliar su aplicación de cortes únicos a múltiples

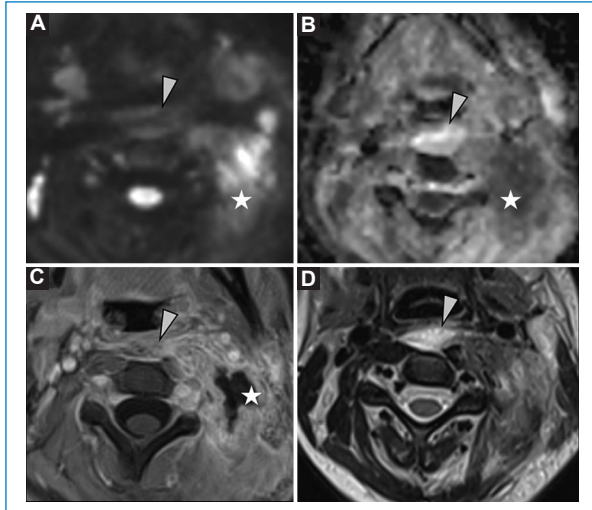


Figura 6. **A y B:** difusión RESOLVE axial Siemens 1,5 T. **C:** imagen T1 tras gadolinio. **D:** imagen T2 SE. Adenopatía paravertebral izquierda supurada o abscedada con contenido purulento central, el cual muestra restricción en difusión, y realce capsular periférico (estrella). Edema-flegmón retrofaríngeo. Ocupación del espacio retrofaríngeo por contenido (punta de flecha) con difusión facilitada, leve realce y alta señal T2. Esto evitó una intervención quirúrgica del espacio retrofaríngeo.

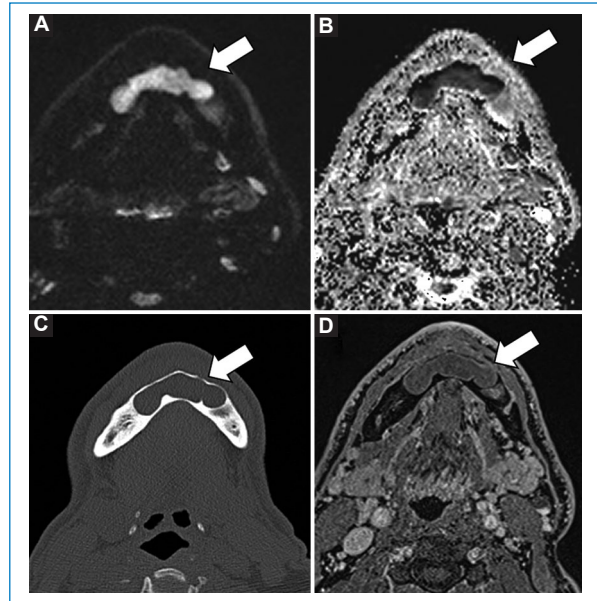


Figura 7. **A y B:** difusión RESOLVE axial Siemens 1,5 T. **C:** tomografía computada con algoritmo óseo. **D:** imagen T1 tras gadolinio. Paciente con síndrome de Gorlin-Goltz. Queratoquiste mandibular (flecha) que presenta intensa restricción en difusión, comportamiento expansivo y lítico en la tomografía computada, y ausencia de realce.

intercalados²¹. Por su parte, la OVS elimina señales externas a la región de interés mediante pulsos de RF espacialmente selectivos²². Por último, la excitación multidimensional, con pulsos de RF selectivos en 2D, amplía la cobertura de cortes y mejora la visualización, especialmente en la médula espinal, en comparación con la SSH-EPI estándar²³. Esta técnica requiere saturación de grasa adicional y puede beneficiarse de transmisiones paralelas para optimizar los tiempos de adquisición.

Ejemplos clínicos de aplicación de técnicas no EPI

Con el fin de ilustrar las ventajas diagnósticas de las secuencias de difusión no EPI en escenarios clínicos complejos, se presentan a continuación distintos casos representativos (Figs. 3 a 8). Estas imágenes permiten apreciar cómo dichas técnicas contribuyen a mejorar la delimitación anatómica y a reducir los artefactos propios de las adquisiciones convencionales basadas en EPI.

En las figuras 3 y 4 se muestran estudios de pacientes con colesteatomas, en los que la utilización de secuencias no EPI facilita la diferenciación entre tejido patológico y estructuras adyacentes debido a la disminución de

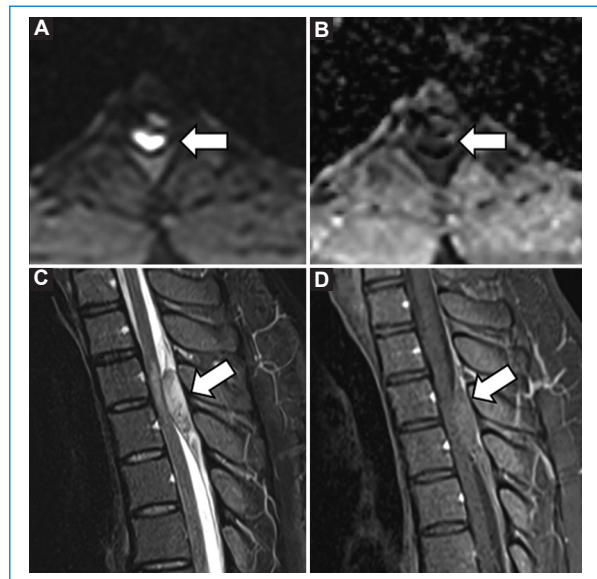


Figura 8. **A y B:** difusión RESOLVE axial Siemens 1,5 T. **C y D:** secuencias T1 y T1 tras gadolinio y con saturación grasa, respectivamente. Contenido intrarraquídeo (flecha) epidural posterior en la columna dorsal que presenta restricción en difusión, hiperseñal heterogénea en T2 y ausencia de realce, compatible con un hematoma intrarraquídeo epidural espontáneo con mielopatía compresiva.

la distorsión geométrica, optimizando la detección y la caracterización de la lesión. Las **figuras 5 y 6** corresponden a un proceso inflamatorio paraespinal izquierdo con aumento de volumen del espacio retrofaríngeo, en el que la reducción de las distorsiones geométricas permitió una mejor definición de la extensión del compromiso inflamatorio. La **figura 7** ejemplifica la aplicación de estas técnicas en un queratoquiste mandibular, evidenciando la capacidad de las adquisiciones no EPI para aportar información adicional en la caracterización de lesiones óseas maxilofaciales. Finalmente, la **figura 8** muestra un caso de hematoma epidural intrarraquídeo, donde la reducción de artefactos por susceptibilidad magnética permitió valorar con mayor precisión la localización y la extensión de la colección hemática.

Estos ejemplos refuerzan la utilidad práctica de las técnicas de difusión no-EPI en la evaluación de lesiones en regiones anatómicas complejas, donde las secuencias EPI convencionales suelen presentar limitaciones diagnósticas.

Impacto en el flujo de trabajo clínico

La incorporación de técnicas no EPI en los protocolos implica ajustes en el flujo de trabajo de los servicios de imagenología. Aunque estas secuencias ofrecen mejoras sustanciales en calidad de imagen y reducción de artefactos, suelen requerir tiempos de adquisición más prolongados en comparación con la EPI convencional, lo que puede limitar su aplicación en pacientes poco colaboradores o en contextos de alta demanda asistencial.

Desde el punto de vista operativo, es fundamental que el personal técnico (tecnólogos médicos) esté entrenado en la correcta selección de los parámetros (por ejemplo, valores *b*, OVS, estrategias de reducción de artefactos), así como en la identificación de las limitaciones específicas de cada técnica. En cuanto a la interpretación, los radiólogos deben familiarizarse con las distintas alternativas disponibles, comprender sus características principales y conocer con cuáles cuentan en sus resonadores, para hacer la mejor elección según la región anatómica a estudiar.

En este contexto, la implementación exitosa de estas técnicas requiere una planificación estratégica que considere la disponibilidad de *hardware* compatible, la capacitación continua del equipo humano y la selección de indicaciones clínicas prioritarias, en las cuales las ventajas diagnósticas justifiquen su incorporación a la práctica sistemática.

Conclusión

Los avances recientes en adquisición, comparados con la técnica estándar SSH-EPI, han mejorado la fidelidad de las imágenes, en algunos casos reduciendo los tiempos de exploración y optimizando la SNR. Métodos como rs-EPI, HASTE DWI, rFOV y PROPELLER DWI ya están disponibles en clínica para minimizar las distorsiones y mejorar el diagnóstico en tiempos viables.

La elección adecuada de los valores *b*, junto con la selección de la técnica de adquisición más apropiada según la región anatómica y el objetivo clínico, resultan fundamentales para maximizar el rendimiento diagnóstico de la DWI. Asimismo, la implementación de estas secuencias en la práctica clínica requiere considerar el impacto en el flujo de trabajo, la capacitación del personal y la disponibilidad de *hardware*.

En conjunto, estas consideraciones técnicas y operativas permiten que las secuencias no EPI se consoliden como una alternativa robusta y complementaria a las técnicas convencionales, ampliando de manera significativa las aplicaciones de la resonancia magnética por difusión en la cabeza, el cuello y la médula espinal.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable, de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki. Los procedimientos fueron autorizados por el Comité de Ética de la institución.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han obtenido la aprobación del Comité de Ética para el análisis de datos clínicos obtenidos de forma rutinaria y anonimizados. Debido a la naturaleza del estudio, no fue necesario el consentimiento informado individual. Se han seguido las recomendaciones éticas pertinentes.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial.

Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

1. Le Bihan D, Lima M. Diffusion magnetic resonance imaging: what water tells us about biological tissues. *PLoS Biol.* 2015;13:e1002203.
2. Boucher F, Liao E, Srinivasan A. Diffusion-weighted imaging of the head and neck (including temporal bone). *Magn Reson Imaging Clin N Am.* 2021;29:205-32.
3. Le Bihan D, Poupon C, Amadon A, Lethimonnier F. Artifacts and pitfalls in diffusion MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2006;24:478-88.
4. Tang L, Zhou XJ. Diffusion MRI of cancer: from low to high b-values. *J Magn Reson Imaging.* 2019;49:23-40.
5. Norris CD, Quick SE, Parker JG, Koontz NA. Diffusion MR imaging in the head and neck. *Neuroimaging Clin N Am.* 2020;30:261-82.
6. Wilm BJ, Svensson J, Henning A, Pruessmann KP, Boesiger P, Kollias SS. Reduced field-of-view MRI using outer volume suppression for spinal cord diffusion imaging. *Magn Reson Med.* 2007;57:625-30.
7. Bihan D Le, Turner R, Macfall JR. Effects of intravoxel incoherent motions (IVIM) in steady-state free precession (SSFP) imaging: application to molecular diffusion imaging. *Magn Reson Med.* 1989;10:324-37.
8. de Bondt RBJ, Hoeberigs MC, Nelemans PJ, Deserno WMLLG, Peutz-Kootstra C, Kremer B, et al. Diagnostic accuracy and additional value of diffusion-weighted imaging for discrimination of malignant cervical lymph nodes in head and neck squamous cell carcinoma. *Neuroradiology.* 2009;51:183-92.
9. Abdel Razek A, Mossad A, Ghonim M. Role of diffusion-weighted MR imaging in assessing malignant versus benign skull-base lesions. *Radiol Med.* 2011;116:125-32.
10. Wu W, Miller KL. Image formation in diffusion MRI: a review of recent technical developments. *J Magn Reson Imaging.* 2017;46:646-62.
11. Bammer R, Auer M, Keeling SL, Augustin M, Stables LA, Prokesch RW, et al. Diffusion tensor imaging using single-shot SENSE-EPI. *Magn Reson Med.* 2002;48:128-36.
12. Ikeda H, Ohno Y, Murayama K, Yamamoto K, Iwase A, Fukuba T, et al. Compressed sensing and parallel imaging accelerated T2 FSE sequence for head and neck MR imaging: comparison of its utility in routine clinical practice. *Eur J Radiol.* 2021;135:109501.
13. Yoshida N, Nakaura T, Morita K, Yoneyama M, Tanoue S, Yokota Y, et al. Echo planar imaging with compressed sensitivity encoding (EPI-CS): usefulness for head and neck diffusion-weighted MRI. *Eur J Radiol.* 2022;155:110489.
14. Robson MD, Anderson AW, Gore JC. Diffusion-weighted multiple shot echo planar imaging of humans without navigation. *Magn Reson Med.* 1997;38:82-8.
15. Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med.* 2009;62:468-75.
16. Holdsworth SJ, Skare S, Newbould RD, Guzmán R, Blevins NH, Bammer R. Readout-segmented EPI for rapid high resolution diffusion imaging at 3T. *Eur J Radiol.* 2008;65:36-46.
17. Constable RT, Gore JC. The loss of small objects in variable TE imaging: implications for FSE, RARE, and EPI. *Magn Reson Med.* 1992;28:9-24.
18. Sakamoto J, Sasaki Y, Otonari-Yamamoto M, Nishikawa K, Sano T. Diffusion-weighted imaging of the head and neck with HASTE: influence of imaging parameters on image quality. *Oral Radiol.* 2012;28:87-94.
19. Hennig J, Nauwerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med.* 1986;3:823-33.
20. Kim TH, Baek MY, Park JE, Ryu YJ, Cheon JE, Kim IO, et al. Comparison of DWI methods in the pediatric brain: PROPELLER turbo spin-echo imaging versus readout-segmented echo-planar imaging versus single-shot echo-planar imaging. *Am J Roentgenol.* 2018;210:1352-8.
21. Feinberg DA, Hoenninger JC, Crooks LE, Kaufman L, Watts JC, Arakawa M. Inner volume MR imaging: technical concepts and their application. *Radiology.* 1985;156:743-7.
22. Wilm BJ, Svensson J, Henning A, Pruessmann KP, Boesiger P, Kollias SS. Reduced field-of-view MRI using outer volume suppression for spinal cord diffusion imaging. *Magn Reson Med.* 2007;57:625-30.
23. Rieseberg S, Frahm J, Finsterbusch J. Two-dimensional spatially-selective RF excitation pulses in echo-planar imaging. *Magn Reson Med.* 2002;47:1186-93.
24. Sharma M, Gupta A, Jana M, Kashyap S, Bakhshi S, Sharma S. Comparison of HASTE versus EPI-based DWI for retinoblastoma and correlation with prognostic histopathologic parameters. *Am J Neuroradiol.* 2024;45:198-204.
25. Bozer A, Adibelli ZH, Yener Y, Dalğıç A. Diagnostic performance of multishot echo-planar imaging (RESOLVE) and non-echo-planar imaging (HASTE) diffusion-weighted imaging in cholesteatoma with an emphasis on signal intensity ratio measurement. *Diagn Interv Radiol.* 2024;30:370-7.
26. Li Z, Pipe JG, Lee C, Debbins JP, Karis JP, Huo D. X-PROP: a fast and robust diffusion-weighted propeller technique. *Magn Reson Med.* 2011;66:341-7.
27. Shi J, Lin J, Zhou X, Yin N, Wu L, Yu M, et al. Comparison of reduced and full field of view in diffusion-weighted MRI on image quality: a meta-analysis. *J Magn Reson Imaging.* 2024;61:690-701.

Hiperplasia nodular focal pediculada complicada por una torsión: una presentación atípica muy rara

Pedunculated focal nodular hyperplasia complicated by torsion: a very rare atypical presentation

Yeison R. Gómez-Ledesma^{1*}, Catalina Cuervo-Valencia², Catalina Posada-Cuartas³, Sergio Hoyos^{4,5} y Andrés F. Latorre-Pinto¹

¹Facultad de Medicina, Universidad CES; ²Departamento de Radiología, Hospital Pablo Tobón Uribe; ³Departamento de Radiología, Prodiagnóstico; ⁴Unidad de Cirugía Hepatobiliar y Trasplante Hepático, Hospital Pablo Tobón Uribe; ⁵Grupo de Gastrohepatología, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia

Resumen

La hiperplasia nodular focal (HNF) es un tumor hepático benigno que se presenta como respuesta a una probable anomalía vascular. Consiste en un crecimiento hiperplásico reactivo de hepatocitos normales, una cicatriz central de configuración radial con tractos portales y vasos sanguíneos anormales, y rodeado por parénquima hepático normal. Representa hasta un 8% de todos los tumores hepáticos primarios, siendo la segunda más frecuente de las neoplasias benignas. Es más habitual en las mujeres, con localización intrahepática en el lóbulo derecho y asintomática. La HNF pediculada es la forma atípica más rara de HNF, localizada en la región extrahepática y conectada al hígado por un pedículo. Se asocia con mayor frecuencia a síntomas y complicaciones, por lo cual está indicado el manejo quirúrgico. Reportamos el caso de una paciente de 19 años que presentó una HNF pediculada con torsión del pedículo, requiriendo manejo quirúrgico, y tuvo una adecuada evolución posoperatoria.

Palabras clave: Hiperplasia nodular focal. Tumor hepático pediculado. Neoplasias hepáticas.

Abstract

Focal nodular hyperplasia (FNH) is a benign hepatic tumor that arises as a response to a probable vascular anomaly. It consists of a reactive hyperplastic growth of normal hepatocytes, a central scar with radial layout containing portal tracts and abnormal blood vessels, surrounded by normal hepatic parenchyma. It accounts for up to 8% of all primary hepatic tumors, being the second most common among benign neoplasms. It is more frequent in women, with intrahepatic localization in the right lobe and usually asymptomatic. Pedunculated FNH is the rarest atypical form of FNH, located in the extrahepatic region and connected to the liver by a pedicle. It is more commonly associated with symptoms and complications, thus surgical management is indicated. We report the case of a 19-year-old female patient presenting with a pedunculated FNH with torsion of the pedicle, requiring surgical management, with satisfactory postoperative evolution.

Keywords: Focal nodular hyperplasia. Pedunculated liver tumor. Liver neoplasms.

*Correspondencia:

Yeison R. Gómez-Ledesma
E-mail: gomezl.yeison@uces.edu.co
2810-6954 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Éste es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Fecha de recepción: 01-02-2025
Fecha de aceptación: 18-05-2025
DOI: 10.24875/AJI.25000008

Disponible en internet: 28-04-2026
Austral J. Imaging. 2026;32(2):97-100
www.resochradi.com

Introducción

La hiperplasia nodular focal (HNF) es un tumor hepático benigno que se presenta en respuesta a una anomalía vascular. Se caracteriza por una cicatriz central radial con tractos portales y vasos sanguíneos anómalos sobre un parénquima hepático circundante normal. Es más frecuente en las mujeres y en localización intrahepática en el lóbulo derecho. En el 20% de los casos, la HNF se localiza fuera del parénquima hepático, y de estos, hasta un 9% presentan una forma pediculada, que se asocia con mayor frecuencia a síntomas y complicaciones. La HNF pediculada es la forma más rara de HNF, con solo 12 casos reportados en la literatura médica hasta la fecha. Se caracteriza por su localización extrahepática conectada al hígado por un pedículo y se asocia con más frecuencia a complicaciones, por lo que requiere manejo quirúrgico.

Reportamos el caso de una paciente de 19 años que presentó una HNF pediculada que se complicó por una torsión del pedículo, requiriendo manejo quirúrgico, y tuvo una adecuada evolución posquirúrgica.

Caso clínico

Mujer de 19 años, sin antecedentes, que consulta por 1 año de evolución de sensación de masa móvil no dolorosa en el hipogastrio, por lo cual se le realizó una tomografía computarizada de abdomen con contraste intravenoso que mostró una masa hipervascular pediculada originada del segmento hepático III y con extensión hasta la pelvis (Fig. 1).

Para caracterizar la lesión se realizó una resonancia magnética de abdomen con contraste extracelular (gadolinio) intravenoso (Fig. 2), con la cual se estableció el diagnóstico radiológico de HNF pediculada, y la paciente fue programada para cirugía.

En espera de la cirugía, la paciente ingresó a urgencias por 24 horas de dolor tipo cólico de intensidad 7/10 en el flanco y la fosa ilíaca derecha, asociado a distensión abdominal progresiva, náuseas y emesis. La paciente fue hospitalizada y en las siguientes horas el dolor abdominal aumentó de intensidad, asociado a hipotensión. En la exploración física no mostraba signos de irritación peritoneal que sugirieran apendicitis aguda ni otra causa de abdomen agudo. Fue evaluada por el servicio de cirugía hepatobiliar, donde reevaluaron las imágenes recientes y sospecharon una torsión de la lesión, por lo cual se decidió llevar a la paciente a cirugía urgente por laparoscopia, en la cual se extrajo una masa pediculada de 10 × 9 × 6 cm (Fig. 3).

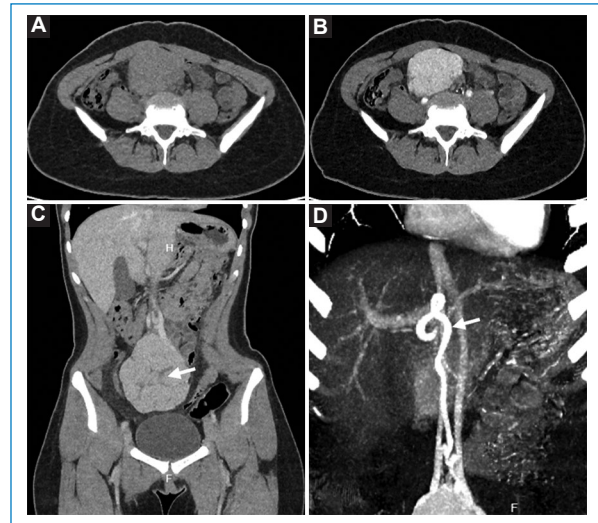


Figura 1. Tomografía computarizada de abdomen con contraste yodado intravenoso que muestra una masa de contornos lobulados, con un pedículo dependiente del segmento III hepático, que se extiende hasta la pelvis, la cual es isodensa al hígado en fase simple (A), con realce ávido homogéneo en fase arterial (B) e isodensa en fase portal (C), con centro hipodenso de configuración radial que corresponde a una cicatriz central (flecha en C). En la fase arterial con reconstrucción de proyección de máxima intensidad y coronal (D) se observa una arteria ectásica y tortuosa (flecha) que se origina de la arteria hepática izquierda, la cual es hipertrófica e irriga la masa.

La paciente tuvo una buena evolución posoperatoria y fue dada de alta al siguiente día, sin presentar complicaciones posteriormente.

El reporte de patología informó una masa con múltiples cicatrices fibrosas de localización central, que correspondía a una HNF con ectasia vascular y congestión del pedículo por torsión.

Discusión

La HNF tiene una incidencia del 0,9%, es más frecuente en las mujeres (80-90%) y usualmente se diagnostica entre la tercera y la quinta décadas de la vida¹⁻⁴.

La HNF pediculada es la forma atípica más rara, localizada en la región extrahepática y conectada al hígado por un tallo delgado o pedículo⁵⁻⁸. Las características que la clasifican como atípica, en este caso, son la presentación exofítica y el tamaño, puesto que el comportamiento dinámico con el contraste corresponde a hallazgos radiológicos típicos.

La HNF pediculada tiene más probabilidad de ser sintomática, con dolor generalmente localizado en el

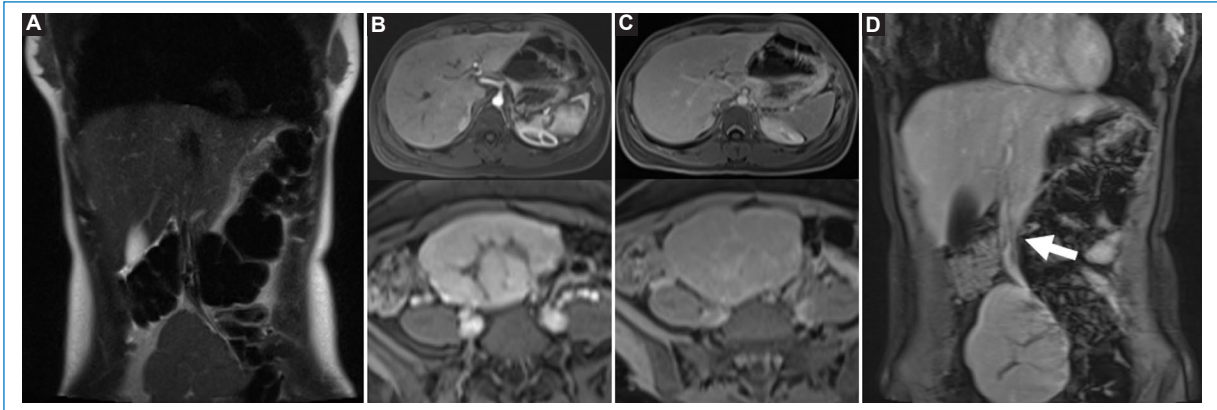


Figura 2. Resonancia magnética de abdomen con contraste extracelular (gadolinio) intravenoso. La lesión es isointensa al hígado en las secuencias precontraste T1 y T2, con un centro que corresponde a la cicatriz central, de señal intermedia-alta en las secuencias T2 (**A**) y levemente hipointensa en T1. En las fases dinámicas poscontraste muestra realce ávido homogéneo en fase arterial (**B**), y es isointensa en las fases portal y tardía (**D** y **C**, respectivamente). La cicatriz central es hipointensa en fases tempranas con realce en la fase tardía poscontraste (**D**), donde puede verse el pedículo vascular (flecha).

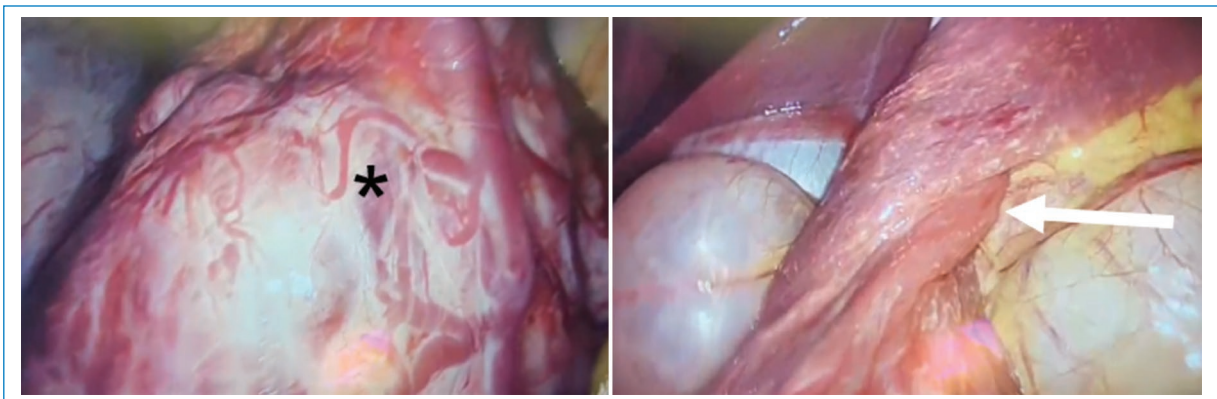


Figura 3. Fotografías tomadas durante la cirugía laparoscópica que muestran una gran masa hipervascular (asterisco) con un pedículo grueso (flecha), que es dependiente del lóbulo hepático izquierdo y que presenta una torsión de 180°.

epigastrio y el hipocondrio derecho, el cual puede ser secundario a un efecto de masa con compresión de los vasos circundantes, obstrucción de la salida gástrica, hemorragia y torsión del pedículo con infarto del tumor^{8,9}. Se ha reportado compresión de la arteria hepática y la vena porta en el hilio hepático, con trombosis de la porta extrahepática^{2,8}. La obstrucción de la salida gástrica se ha relacionado con lesiones pediculadas que se originan de los segmentos II, III, IV y V⁵. La hemorragia puede ser secundaria a la rotura de vasos localizados en el tallo de la lesión^{5,6}. La torsión del pedículo puede llevar a infarto del tumor y dolor abdominal de aparición o aumento súbitos^{5,6}, como en

nuestro caso, ya que la paciente manifestó dolor abdominal agudo.

Radiológicamente, la HNF tiene una buena correlación con los hallazgos histológicos y sus características son similares en todas las técnicas de imagen. En general, es una masa única, bien delimitada, lobulada, sin cápsula, que mide menos de 5 cm y es similar al parénquima en las imágenes previas al contraste intravenoso. En las imágenes poscontraste, en la fase arterial muestra realce ávido y homogéneo, y en las fases portal y tardía realce sutil o isorrealce, presentando una cicatriz central que solo realza en fases tardías^{5,7,10}.

Los tumores hepáticos que presentan componente exofítico pediculado tienden a ser muy raros, y cuando lo presentan, por lo general, el pedículo no suele observarse con las técnicas de imagen. Las características imagenológicas de estos tumores son similares a las de las lesiones intrahepáticas, excepto por su localización⁵⁻⁷.

Se ha propuesto el tratamiento quirúrgico en aquellos pacientes que cursan con síntomas, complicaciones y presentaciones atípicas con componente exofítico, y cuando hay dudas en el diagnóstico⁷⁻¹⁰. En la paciente se propuso el manejo quirúrgico programado por la presentación atípica, la sintomatología y el potencial riesgo de complicaciones. En espera de la cirugía, la paciente cursó con dolor abdominal agudo secundario a torsión de la lesión y tuvo que ser llevada a cirugía de forma urgente.

En los casos de HNF pediculada reportados en la literatura se optó por la resección quirúrgica justificando el mayor riesgo de complicaciones y para la confirmación histológica, dada su presentación atípica. La resección quirúrgica se ha realizado por vía laparoscópica, que es menos invasiva y debido a las características morfológicas de crecimiento pediculado que permiten una resección exitosa, como en nuestro caso. Otra opción de manejo que se ha descrito es la embolización de los vasos nutricios de la lesión⁸⁻¹⁰.

Los tumores hepáticos con un patrón exofítico se deben considerar entre los diagnósticos diferenciales, tales como el hemangioma hepático, el adenoma hepatocelular, el angiomiolipoma, el tumor fibroso solitario, el hepatocarcinoma, el colangiocarcinoma, las malformaciones linfáticas y las metástasis^{9,10}.

Conclusiones

La HNF pediculada es una neoplasia hepática primaria benigna muy rara y de difícil diagnóstico, puesto que puede confundirse con otros tipos de tumores benignos o malignos. Tiene un mayor riesgo de complicaciones que la forma típica y, por lo tanto, requiere resección quirúrgica para establecer el diagnóstico definitivo y con el fin de evitar complicaciones.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable, de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki. Los procedimientos fueron autorizados por el Comité de Ética de la institución.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han seguido los protocolos de confidencialidad de su centro sanitario/institución para acceder a los datos de las historias clínicas. Se ha obtenido el consentimiento informado de la paciente y se cuenta con la aprobación del Comité de Ética. Se han seguido las recomendaciones de las guías SAGER.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial. Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

1. Tsukui M, Morimoto N, Murayama K, Otake T, Watanabe S, Ishikawa T, et al. A case of pedunculated focal nodular hyperplasia treated by laparoscopic hepatectomy. *J Dig Dis Hepatol.* 2017;1:JDDH-134.
2. Khan MR, Saleem T, Haq TU, Aftab K. Atypical focal nodular hyperplasia of the liver. *Hepatobiliary Pancreat Dis Int.* 2011;10:104-6.
3. Martiniuc A, Dumitracu T. Pedunculated focal nodular hyperplasia of the liver. *Surg Gastroenterol Oncol.* 2018;23:79-82.
4. LeGout JD, Bolan CW, Bowman AW, Caserta MP, Chen FK, Cox KL, et al. Focal nodular hyperplasia and focal nodular hyperplasia-like lesions. *Radiographics.* 2022;42:1043-61.
5. Ben Ismail I, Zenaïdi H, Jouini R, Rebbi S, Zoghalmi A. Pedunculated hepatic focal nodular hyperplasia: a case report and review of the literature. *Clin Case Rep.* 2021;9:1-4.
6. Zeina AR, Glick Y. Pedunculated hepatic focal nodular hyperplasia. *Ann Hepatol.* 2016;15:929-31.
7. Badea R, Meszaros M, Al Hajjar N, Rusu I, Chiorean L. Benign nodular hyperplasia of the liver-pedunculated form: diagnostic contributions of ultrasonography and consideration of exophytic liver tumors. *J Med Ultrason.* 2015;42:97-102.
8. Nandy K, Patkar S, Goel M. Massive pedunculated focal nodular hyperplasia: a diagnostic dilemma. *J Gastrointest Surg.* 2023;27:1746-8.
9. Foutziti S, Giatromanolaki A, Chrysafis I, Deftereos SP. Is there any special imaging finding in a pedunculated focal nodular hyperplasia with suspected torsion? *Radiol Case Rep.* 2022;13:243-5.
10. Koolwal J, Birkemeier KL, Zreik RT, Mattix KD. Pedunculated focal nodular hyperplasia in a healthy toddler. *Baylor Univ Med Cent Proc.* 2018;31:97-9.

Drenaje venoso pulmonar anómalo, modalidad mixta: reporte de un caso poco común

Anomalous pulmonary venous drainage, mixed type: report of an uncommon case

Fernando A. Mijangos-Vergara, Iván Turriza-Sosa, Patricia B. Bolado-García* y Naomí Solis-Tun

Servicio de Imagenología Diagnóstica y Terapéutica, Unidad Médica de Alta Especialidad, Hospital de Especialidades Centro Médico Nacional Ignacio García Téllez, Instituto Mexicano del Seguro Social, Mérida, Yucatán, México

Resumen

El drenaje venoso pulmonar anómalo (DVPA) es una rara anomalía congénita en la que las venas pulmonares no se conectan normalmente a la aurícula izquierda. La modalidad mixta de DVPA es particularmente infrecuente y por lo tanto representa un desafío diagnóstico y terapéutico. En este artículo se reporta un caso de DVPA de modalidad mixta, en paciente de sexo femenino de 9 meses de edad, quien presentó inicialmente un cuadro de dificultad respiratoria progresiva y posteriormente fue diagnosticada con DVPA en un centro médico de alta complejidad, mediante angiotomografía. El propósito de la publicación es documentar y compartir detalles que pueden ayudar a otros profesionales médicos a reconocer y diagnosticar casos similares en el futuro.

Palabras clave: Cardiopatía congénita. Angiotomografía. Diagnóstico por imagen. Drenaje venoso anómalo.

Abstract

Anomalous pulmonary venous drainage (APVD) is a rare congenital anomaly in which the pulmonary veins do not connect normally to the left atrium. Mixed-modality APVD is particularly rare and therefore represents a diagnostic and therapeutic challenge. In this article, we report a case of mixed-modality APVD in a 9-month-old female patient, who initially presented with progressive respiratory distress and was subsequently diagnosed with APVD a high-complexity healthcare center, by means of computed tomography angiography. The purpose of the publication is to document and share details that may help other medical professionals recognize and diagnose similar cases in the future.

Keywords: Congenital heart disease. Computed tomography angiography. Diagnostic imaging. Anomalous venous drainage.

*Correspondencia:

Patricia B. Bolado-García

E-mail: patricia.bolado@imss.gob.mx

0717-9308 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Éste es un artículo *open access* bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Fecha de recepción: 22-11-2024

Fecha de aceptación: 18-05-2025

DOI: 10.24875/AJI.24000060

Disponible en internet: 28-04-2026

Austral J. Imaging. 2026;32(2):101-106

www.resochradi.com

Introducción

El drenaje venoso pulmonar anómalo (DVPA) es el drenaje de una o más venas pulmonares fuera de la aurícula izquierda; en términos generales puede considerarse de dos tipos, parcial o total. Su detección es crítica debido a la fuerte asociación con otras cardiopatías congénitas, así como con anomalías cardíacas y respiratorias, que tienen implicaciones significativas para el tratamiento de cada paciente. El conocimiento de estas anomalías es vital, ya que el especialista en imágenes suele ser la primera persona en hacer un diagnóstico de este tipo. El diagnóstico puede ser difícil, pasar desapercibido o solo hacerse en la presentación clínica tardía en la edad adulta.

Los avances en las imágenes no invasivas han refinado la evaluación radiológica. La tomografía cardíaca activada por electrocardiograma permite una evaluación anatómica detallada con una excelente resolución, mientras que la resonancia magnética cardíaca permite la evaluación anatómica, fisiológica, función ventricular y volumetría. Técnicas, como la ecocardiografía y la radiografía de tórax deben considerarse complementarias¹.

En esta unidad la angiografía torácica es el método confirmatorio para casos complejos de cardiopatía congénita visualizados por ecocardiograma.

Caso clínico

Se trata de una paciente de 9 meses de edad, sin antecedentes heredofamiliares de importancia. Como antecedente prenatal se reporta embarazo normo-evolutivo, nacida por vía abdominal por cesárea iterativa, con un peso adecuado al nacer, egresa sin aparentes complicaciones. Inicia con cuadro de dificultad respiratoria de 20 días de evolución, mostrando deterioro progresivo. Inicialmente es tratada como aparente cuadro infeccioso, sin embargo ante la ausencia de mejoría se solicitan estudios de extensión tales como radiografía de tórax, donde se observa cardiomegalia grado III a expensas de cavidades derechas (Fig. 1). A la exploración física se identifica soplo, dados los hallazgos clínicos e imagenológicos, se solicitó valoración por cardiología pediátrica, quienes realizaron un ecocardiograma transtorácico, donde se reportó: *situs solitus*, levocardia con levoápe, conexión auriculoventricular y ventrículo arterial concordante, se observó drenaje anómalo de tres venas pulmonares, superior derecha e izquierda e inferior derecha, llegando a colector que desemboca a vena innominada, que a su vez llega a la vena cava superior y vena pulmonar



Figura 1. Radiografía de tórax en proyección anteroposterior donde se observa aumento de las dimensiones cardíacas a expensas de cavidades derechas.

inferior izquierda con llegada a vena porta, con venas suprahepáticas dilatadas llegando de manera independiente a la aurícula derecha, la aurícula derecha se observa dilatada, con defecto septal interatrial, la aurícula izquierda se observa hipoplásica. Dada la complejidad de los hallazgos, previa firma de consentimiento informado, valoración anestésica y pruebas de funcionamiento renal (sin alteraciones) se decide realizar angiografía torácica con sedación en el equipo de esta unidad (Toshiba Aquilion 64 cortes) con administración de contraste yodado hidrosoluble, no iónico, a una concentración de 350 mg/ml, a una velocidad de inyección de 2 ml/s, con Sure Star en umbral de 80 UH, realizando reconstrucciones multiparamétricas y tridimensionales. En dicha angiografía se identificó: *situs solitus*, levocardia con levoápe, conexión auriculoventricular y ventrículo arterial concordante, existe aumento de calibre de cavidades derechas y disminución de volumen de cavidades izquierdas.

Con respecto a la valoración de las venas pulmonares, se observó que las venas pulmonares superior e inferior derecha, así como la vena pulmonar superior izquierda, se unen a vena colectora y drenan a través de vena vertical a la vena innominada, (Fig. 2) lo cual condiciona aumento de calibre de esta, así como de la vena cava superior.

Se observó conexión infracardiaca de vena pulmonar inferior izquierda con la vena porta, misma que se observa aumentada de calibre (Fig. 3).

Se realiza reconstrucción 3D para mejorar la caracterización de los hallazgos (Fig. 4).

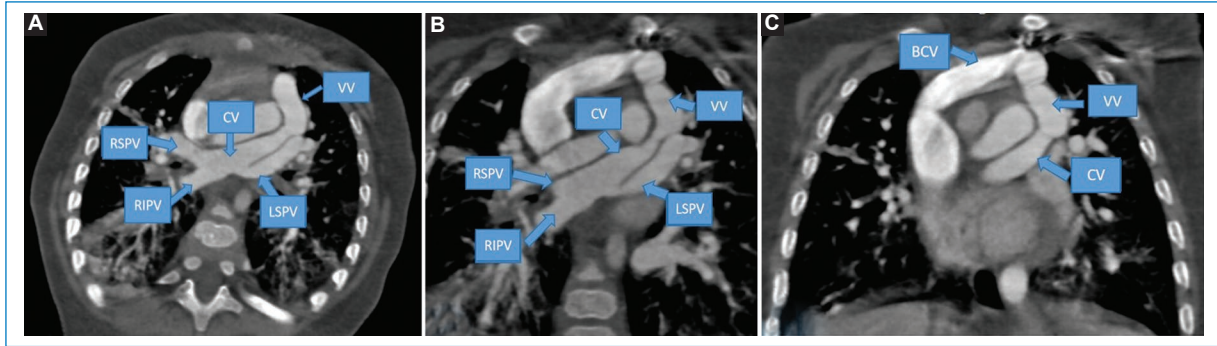


Figura 2. A: magnificación de angiotomografía torácica en corte axial oblicuo, ventana ósea donde es posible visualizar drenaje común de la vena pulmonar superior derecha (RSPV) vena pulmonar inferior derecha (RIPV) y vena pulmonar superior izquierda (LSPV) en vena colectora (CV), misma que muestra comunicación con la vena vertical (VV), la cual drena a la vena braquiocefálica (BCV), como puede visualizarse en **B** y **C**, que corresponden a magnificaciones de la angiotomografía torácica en corte coronal oblicuo (fuente: WebDiagRX sistema de almacenamiento electrónico institucional).

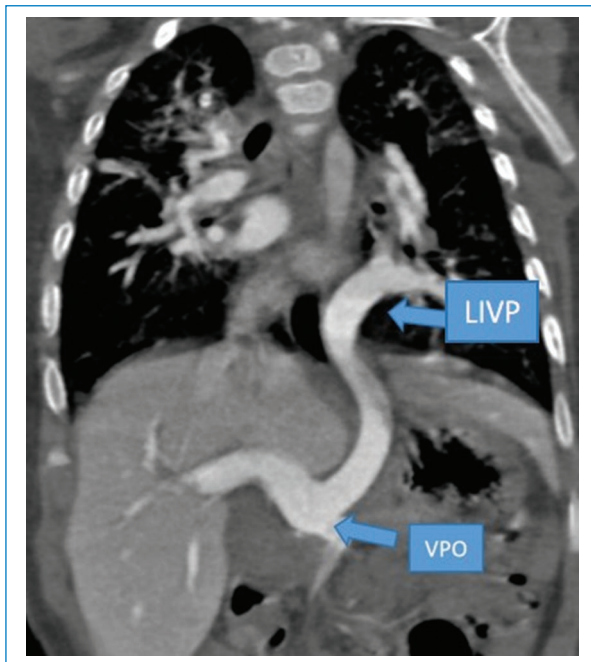


Figura 3. Magnificación de angiotomografía torácica en corte coronal oblicuo, ventana para mediastino donde es posible visualizar el drenaje de la vena pulmonar inferior izquierda (LIVP) hacia la vena porta (VPO), misma que se observa con aumento de su calibre (fuente: WebDiagRX sistema de almacenamiento electrónico institucional).

Otros hallazgos reportados: defecto interatrial de 9 mm, no mostrado en las imágenes obtenidas. Sin otras alteraciones relevantes en valoración torácica.

Discusión

La disposición habitual de la anatomía venosa pulmonar normal consiste en cuatro venas pulmonares separadas: venas superior e inferior derecha y venas superior e inferior izquierda, que drenan individualmente en la aurícula izquierda, tal como se representa en la [figura 5¹](#).

El desarrollo pulmonar inicia aproximadamente a los 26 días de gestación con la formación del divertículo respiratorio, el plexo venoso asociado se comunica con las venas cardinales y umbilicovitelinas sistémicas, formando así la ruta inicial del drenaje venoso pulmonar. A los 27-29 días, se desarrolla una bolsa de salida de la pared posterosuperior de la aurícula izquierda primitiva, esta bolsa comienza a comunicarse con el componente venoso pulmonar; simultáneamente, las venas sistémicas involucionan, separando así los dos sistemas venosos. En los embriones normales se produce una separación completa de estos sistemas venosos, lo que da lugar a cuatro venas pulmonares separadas, que drenan hacia la aurícula izquierda. El fracaso de este proceso de separación conduce a los diversos tipos de drenaje venoso anómalo¹.

La vena pulmonar superior derecha drena los lóbulos superior y medio derecho del pulmón y la vena pulmonar inferior derecha drena el lóbulo inferior derecho. La vena pulmonar superior izquierda drena la llingula y el lóbulo superior izquierdo, mientras que el lóbulo inferior izquierdo es drenado por la vena pulmonar inferior

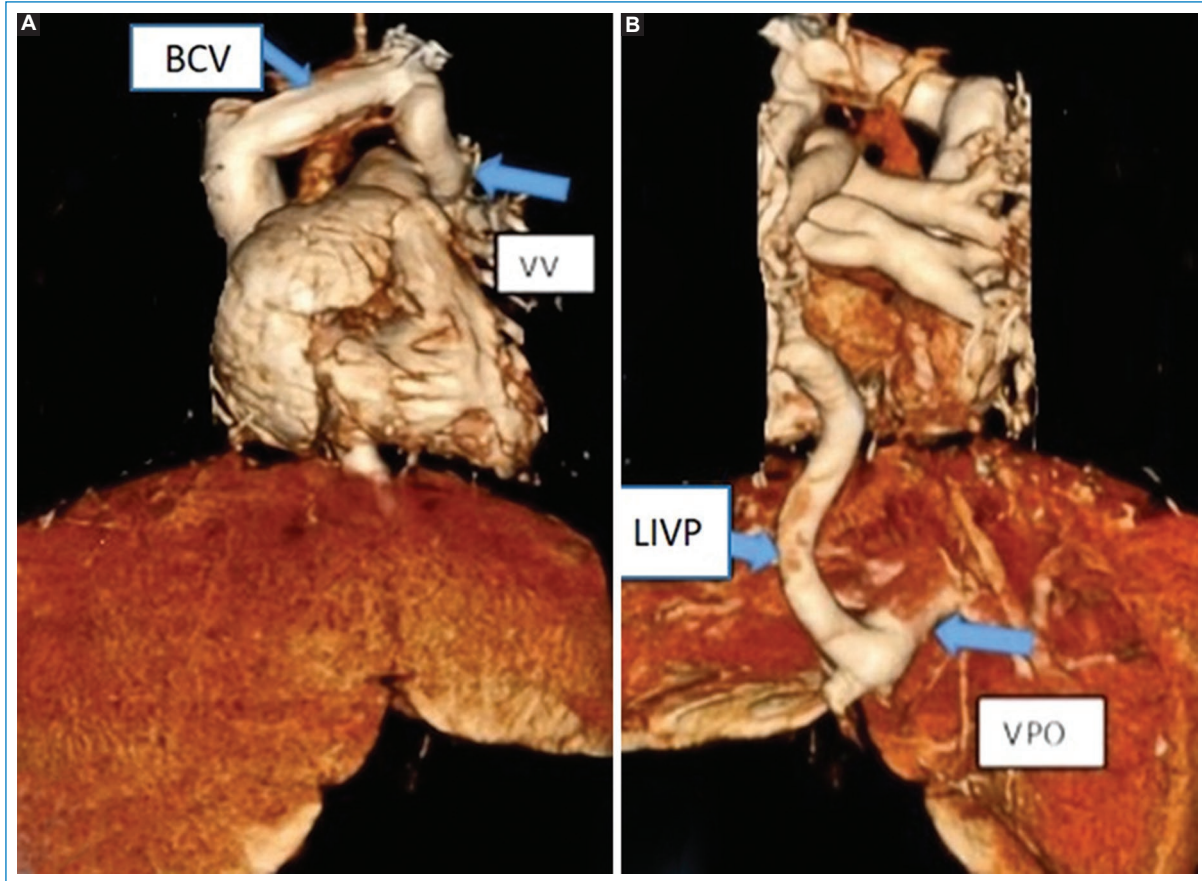


Figura 4. Reconstrucciones 3D de angiografía torácica. (fuente: WebDiagRX sistema de almacenamiento electrónico institucional). **A:** vista anterior, **B:** vista posterior, en **A** la vena vertical (VV) con llegada a la vena braquiocefálica (BCV). **B:** se observa la vena pulmonar inferior izquierda (LIVP) con drenaje hacia la vena porta (VPO).

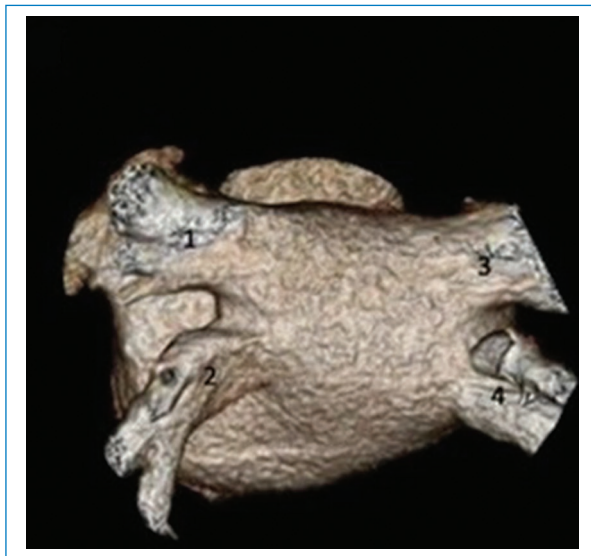


Figura 5. Reconstrucción tridimensional de angiografía donde se representa la anatomía normal de las venas pulmonares (adaptada de Lyen et al.¹). **1:** vena pulmonar superior izquierda. **2:** vena pulmonar inferior izquierda. **3:** vena pulmonar superior derecha. **4:** vena pulmonar inferior derecha.

izquierda¹. Esta disposición anatómica se encuentra en el 60-70% de la población².

Existen diferentes variantes normales del drenaje venoso pulmonar, por lo general estos son un hallazgo incidental común. Las variantes normales suelen consistir en venas siamesas o venas accesorias³.

Drenaje venoso pulmonar anómalo

El drenaje venoso pulmonar anómalo (DVPA) es el drenaje de una o más venas pulmonares fuera de la aurícula izquierda; en términos generales puede considerarse de dos tipos, parcial o total⁴.

La presentación clínica es variable, el cuadro clínico depende si hay obstrucción al retorno venoso pulmonar en la vena vertical, restricción del flujo de la comunicación interauricular o ambos, siendo la taquipnea el síntoma más frecuente⁵.

El DVPA parcial describe la conexión de al menos una vena pulmonar, pero no todas, con el sistema venoso sistémico o con la aurícula derecha. Se ha

informado que la prevalencia de DVPA parcial es de entre el 0,4 y 0,7%⁴.

La forma más común de DVPA parcial es el drenaje anómalo de la vena pulmonar superior derecha hacia la vena cava superior⁶.

La identificación de estas anomalías tiene una influencia significativa en el tratamiento quirúrgico, ya que las venas pulmonares anómalas podrían ser redirigidas a la aurícula izquierda a través de una comunicación interauricular.

El DVPA total se refiere al drenaje de las cuatro venas pulmonares a otra estructura cardiovascular que no sea la aurícula izquierda⁷ y representa aproximadamente el 2% de las malformaciones cardíacas¹.

Existen cuatro tipos, dependiendo del nivel de drenaje:

- Tipo 1: supracardiaco. Representa hasta el 55% de los casos y es el más común. Por lo general, implica la convergencia de las cuatro venas pulmonares detrás del corazón para formar una vena común¹. En este tipo, el drenaje ocurre más comúnmente a través de una vena vertical hacia la vena braquiocefálica izquierda. En raras ocasiones, el DVPA total supracardiaco puede drenar directamente a una vena cava superior derecha, a una vena cava superior izquierda o a un sistema ácidos⁸.
- Tipo 2: comunicación anormal a nivel cardíaco. El drenaje se produce en la aurícula derecha o en el seno coronario¹. Representa aproximadamente el 21% de los casos⁹.
- Tipo 3: drenaje por debajo del nivel del corazón o del diafragma, por ejemplo, en la vena cava inferior, vena porta o vena hepática¹. Representa aproximadamente el 26% de los casos⁹.
- Tipo 4: drenaje en más de un nivel, modalidad mixta. Las venas pulmonares drenan a al menos dos lugares diferentes, incluida una vena braquiocefálica, vena cava superior, vena ácidos, seno coronario, aurícula derecha o debajo del diafragma. Este tipo de drenaje venoso pulmonar representa aproximadamente el 9% de los casos, siendo el menos frecuente⁹.

En los pacientes con DVPA total, una derivación de derecha a izquierda es crucial para la supervivencia temprana y esto se manifiesta generalmente en forma de un foramen oval permeable o una comunicación interauricular. Los pacientes se presentan en el periodo neonatal con síntomas de insuficiencia cardíaca congestiva y cianosis.

La reparación quirúrgica rápida es esencial, por lo que rara vez se encuentra en la imagen de tomografía o resonancia magnética.

En la gran mayoría de los casos, la ecocardiografía es el pilar en el diagnóstico y descripción anatómica de la DVPA total, de modo que las imágenes transversales se reservan para cuando el diagnóstico no es claro en la ecocardiografía¹⁰.

Conclusión

El presente reporte describe un caso poco común de DVPA en modalidad mixta, una condición rara y compleja que presenta desafíos diagnósticos y terapéuticos significativos. La identificación precisa de esta anomalía es crucial para el tratamiento adecuado del paciente, ya que influye directamente en las decisiones quirúrgicas y en el pronóstico a largo plazo. Este caso subraya la importancia de un enfoque multidisciplinario y el uso de técnicas de imagen avanzadas para el diagnóstico y la planificación del tratamiento. La documentación y el estudio de casos raros como el presentado contribuyen a mejorar el conocimiento y la comprensión de las variaciones anatómicas, así como sus implicaciones clínicas, ayudando a optimizar los resultados para futuros pacientes con condiciones similares.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han seguido los protocolos de su centro sanitario/institución para acceder a los datos de las historias clínicas. Se ha obtenido el consentimiento informado de los padres de la paciente y se cuenta con la aprobación del Comité de Ética. Se han seguido las recomendaciones de las guías SAGER.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial.

Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

1. Lyen S, Wijesuriya S, Ngan-Soo E, Mathias H, Yeong M, Hamilton M, et al. Anomalous pulmonary venous drainage: a pictorial essay with a CT focus. *Journal of Congenital Cardiology*. 2017;1:1-3.
2. Ghaye B, Szapiro D, Dacher JN, Rodriguez LM, Timmermans C, Devillers D, et al. Percutaneous ablation for atrial fibrillation: the role of cross-sectional imaging. *Radiographics*. 2003;23(suppl_1):S19-33.
3. Lacomis JM, Wigginton W, Fuhrman C, Schwartzman D, Armfield DR, Pealer KM. Multi-detector row CT of the left atrium and pulmonary veins before radio-frequency catheter ablation for atrial fibrillation. *Radiographics*. 2003;23(suppl_1):S35-48.
4. Dillman JR, Yarram SG, Hernandez RJ. Imaging of pulmonary venous developmental anomalies. *American Journal of Roentgenology*. 2009;192(5):1272-85.
5. Aroca Á, Polo L, Bret M, López-Ortego P, González A, Villagrà F. Drenaje venoso pulmonar anómalo total. Técnicas y resultados. *Cir Cardio*. 2014;21(2):90-6.
6. Demos TC, Posniak HV, Pierce KL, Olson MC, Muscato M. Venous anomalies of the thorax. *American Journal of Roentgenology*. 2004;182(5):1139-50.
7. Ferguson EC, Krishnamurthy R, Oldham SA. Classic imaging signs of congenital cardiovascular abnormalities. *Radiographics*. 2007;27(5):1323-34.
8. White CS, Baffa JM, Haney PJ, Pace ME, Campbell AB. MR imaging of congenital anomalies of the thoracic veins. *Radiographics*. 1997;17(3):595-608.
9. Karamlou T, Gurofsky R, Al Sukhni E, Coles JG, Williams WG, Caldarone CA, et al. Factors associated with mortality and reoperation in 377 children with total anomalous pulmonary venous connection. *Circulation*. 2007;115(12):1591-8.
10. Vyas HV, Greenberg SB, Krishnamurthy R. MR imaging and CT evaluation of congenital pulmonary vein abnormalities in neonates and infants. *Radiographics*. 2012;32(1):87-98.

Una causa poco frecuente de hiperintensidad en los ganglios basales y el tálamo: cistinosis nefropática infantil

A rare cause of basal ganglia and thalamic hyperintensities: infantile nephropathic cystinosis

Nipun Rajgarhia*^{ORCID}, Pranjal Gupta y Amit Bajpai

Departamento de Radiodiagnóstico e Imagenología, Facultad de Medicina de las Fuerzas Armadas, Pune, Maharashtra, India

Resumen

Una niña de 2 años fue presentada con antecedentes de poliuria, retraso del crecimiento y convulsiones. En la exploración, se observó que presentaba anemia con múltiples cristales en forma de puntos en ambas córneas, y la secuenciación del genoma completo reveló una mutación patógena en el gen CTNS. La resonancia magnética cerebral mostró hiperintensidades T2/FLAIR en ambos ganglios basales y talámicos, así como en el puente. Se diagnosticó a la paciente un caso de cistinosis nefropática infantil, un trastorno de almacenamiento lisosomal autosómico recesivo poco frecuente causado por la acumulación intracelular de cistina. Estos pacientes presentan síntomas renales. La resonancia magnética cerebral en estos pacientes muestra comúnmente atrofia cortical con hiperintensidades en la sustancia blanca. Estos pacientes tienen un riesgo 12 veces mayor de padecer malformación de Chiari. La función de las imágenes es establecer las diversas manifestaciones de la enfermedad en el SNC y también predecir el desarrollo de complicaciones en adultos.

Palabras clave: Infantil. Nefropático. Cistinosis. Ganglios basales. Tálamo. Poliuria.

Abstract

A 2-year-old female was presented with history of polyuria, failure to thrive and seizure. On examination, she was found to be anaemic with multiple dot-like crystals in both corneas and whole genome sequencing revealing pathogenic mutation in CTNS gene. MRI Brain showed T2/FLAIR hyperintensities in both basal ganglia & thalamic and also in the pons. Patient was diagnosed as a case of Infantile Nephropathic Cystinosis which is a rare autosomal recessive lysosomal storage disorder caused by intracellular cystine accumulation. These patients present with renal symptoms. MRI Brain in these patients shows cortical atrophy with white matter hyperintensities commonly. These patients have a 12-fold increased risk of having Chiari malformation. The role of imaging is to establish the various CNS manifestations of the disease and also in predicting the development of complications in adults.

Keywords: Infantile. Nephropathic. Cystinosis. Basal ganglia. Thalamus. Polyuria.

*Correspondencia:

Nipun Rajgarhia
E-mail: nipunrajgarhia@gmail.com

Fecha de recepción: 24-02-2025
Fecha de aceptación: 03-08-2025
DOI: 10.24875/AJI.25000012

Disponible en internet: 28-04-2026
Austral J. Imaging. 2026;32(2):107-109
www.resochradi.com

0717-9308 / © 2025 Sociedad Chilena de Radiología. Publicado por Permanyer. Éste es un artículo *open access* bajo la licencia CC BY-NC-ND (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

La cistinosis nefropática infantil es la forma más común y grave de cistinosis, que es la causa más frecuente del síndrome de Fanconi renal en la infancia y es una enfermedad de almacenamiento lisosomal tratable. Existe un defecto en la proteína transportadora cistinosa, codificada por el gen CTNS, en el cromosoma 17p13, que resulta en la acumulación de cistina en los lisosomas, la cual forma cristales y causa daño orgánico progresivo. Los síntomas comienzan en la infancia temprana con retraso del crecimiento, poliuria y polidipsia, y resultan en enfermedad renal terminal (ERT) al final de la primera década.

Historia clínica

Una niña de 2 años presentó al servicio de pediatría con antecedentes de poliuria, retraso del crecimiento y un episodio de convulsión tónico-clónica generalizada. En la antropometría, se observó que su longitud, peso y perímetro cefálico estaban por debajo del percentil 3 para su grupo etario.

Estudios adicionales revelaron anemia normocítica y normocrómica, y una creatinina de 1,1 mg/dl. La oftalmoscopia reveló múltiples cristales puntiformes en región subepitelial de ambas córneas, sugestivos de cistinosis. La secuenciación completa del exoma reveló una mutación patogénica en el gen CTNS.

Hallazgos de imagen

- La resonancia magnética (RM) reveló hiperintensidad en T2/FLAIR (recuperación de inversión atenuada por líquido) que comprometió la cápsula interna bilateral, los tálamos anteriores/ventral anterior a ambos lados (Fig. 1A y B), el tronco del cuerpo calloso y la sustancia blanca subcortical de los lóbulos frontoparietales bilaterales. El brazo posterior de la cápsula interna también se mostró hiperintensa en las imágenes ponderadas en T1.
- También se observó que esta hiperintensidad se extendía a lo largo de los tractos de sustancia blanca bilateralmente en la región de los ganglios basales y llegaban hasta la protuberancia, afectando el tegmento pontino (Fig. 2A y B).
- Se observó una prominencia generalizada de los espacios cisternales y sulcales en ambos hemisferios cerebrales.

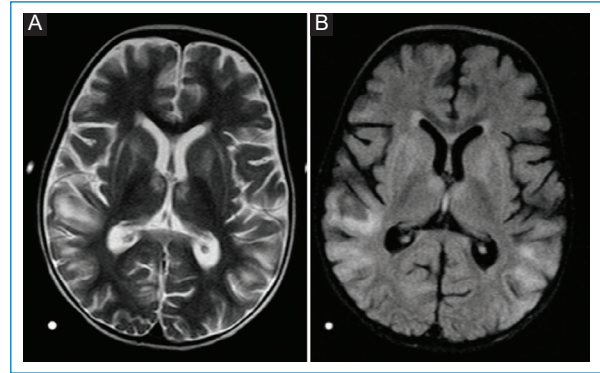


Figura 1. A: imagen axial ponderada en T2 que muestra hiperintensidad que compromete los tálamos anteriores/ventrales anteriores. **B:** imagen axial de recuperación de inversión atenuada por fluido (FLAIR) que muestra hiperintensidad que afecta a los tálamos anteriores/ventrales anteriores.

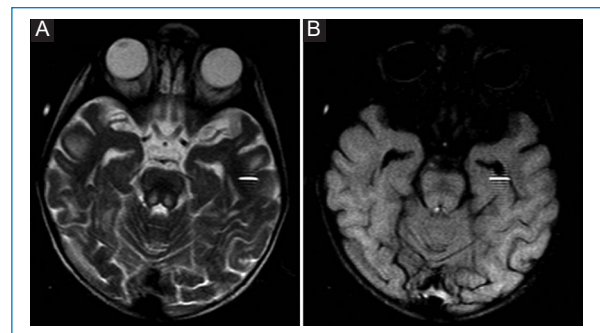


Figura 2. A: imagen axial ponderada en T2 que muestra hiperintensidad que compromete al tegmento pontino de la protuberancia superior en los tractos tegmentales centrales. **B:** imagen axial de FLAIR que muestra hiperintensidad que compromete el tegmento pontino de la protuberancia superior en los tractos tegmentales centrales.

Discusión

Antecedentes

La cistinosis nefropática infantil es un trastorno de almacenamiento lisosomal causado por la acumulación intracelular de cistina. Es un trastorno autosómico recesivo poco frecuente, con una incidencia estimada de 1 caso/100.000-200.000 nacidos vivos¹.

Perspectiva clínica

- Predominan los síntomas renales con características de poliuria, deshidratación y raquitismo hipofosfatémico.

- Compromiso sistémico, fotofobia, hipotiroidismo y un amplio espectro de manifestaciones del sistema nervioso central (SNC), como miopatía, atrofia cerebral y convulsiones².

Perspectiva de la imagen: RM

Se ha observado una alta prevalencia de anomalías en la tomografía cerebral, especialmente en pacientes adultos³:

- Atrofia cortical: más en las regiones parietooccipitales.
- Hiperintensidades de la sustancia blanca.
- Calcificaciones cerebrales.
- Otros: se ha demostrado que estos niños también tienen un riesgo 12 veces mayor de presentar malformaciones de Chiari⁴.

Resultado

Este caso destaca el papel de los exámenes radiológicos, especialmente la RM, para establecer las diversas manifestaciones de la enfermedad en el SNC y también para predecir el desarrollo de complicaciones en adultos.

En resumen/Puntos clave

En los casos de cistinosis nefropática infantil, los hallazgos de imagen en la RM pueden ayudar en el diagnóstico, además de servir como punto de partida para evaluar la respuesta al tratamiento y la progresión de la enfermedad en adultos. Dado que la supervivencia a largo plazo de estos pacientes aumenta constantemente gracias a la diálisis eficaz y al tratamiento con cisteamina⁵, es útil conocer el espectro de manifestaciones por imágenes.

Diagnóstico final

Cistinosis nefropática infantil

LISTA DE DIAGNÓSTICOS DIFERENCIALES

- Mucopolisacaridosis
- Síndrome hemolítico-urémico
- Leucodistrofia metacromática

Conclusión

Alcanzar un diagnóstico precoz mediante el ensayo de cistina leucocitaria/secuenciación genética, junto con el inicio rápido de un tratamiento específico con cisteamina, puede retrasar eficazmente la progresión de la insuficiencia renal.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Consideraciones éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

Confidencialidad, consentimiento informado y aprobación ética. Los autores han seguido los protocolos de su centro sanitario/institución para acceder a los datos de las historias clínicas. Se ha obtenido el consentimiento informado de los padres de la paciente y se cuenta con la aprobación del Comité de Ética. Se han seguido las recomendaciones de las guías SAGER.

Declaración sobre el uso de inteligencia artificial. Los autores declaran que no se utilizó ningún tipo de inteligencia artificial generativa para la redacción ni la creación de contenido de este manuscrito.

Referencias

1. Gahl WA, Thoene JG, Schneider JA. Cystinosis. *N Engl J Med.* 2002;347:111-21.
2. Curie A, Touil N, Gaillard S, Galanaud D, Leboucq N, Deschenes G, et al. Neuropsychological and neuroanatomical phenotype in 17 patients with cystinosis. *Orphanet J Rare Dis.* 2020;15:59.
3. Servais A, Boisgontier J, Saitovitch A, Hummel A, Boddaert N. Central nervous system complications in cystinosis: the role of neuroimaging. *Cells.* 2022;11:682.
4. Rao KI, Hesselink J, Trauner DA. Chiari I malformation in nephropathic cystinosis. *J Pediatr.* 2015;167:1126-9.
5. Brodin-Sartorius A, Tête MJ, Niaudet P, Antignac C, Guest G, Ottolenghi C, et al. Cysteamine therapy delays the progression of nephropathic cystinosis in late adolescents and adults. *Kidney Int.* 2012;81: 179-89.