

Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud

Carrera de Licenciatura en Producción de Bioimágenes

Trabajo Final de Carrera

Evaluación de los hallazgos del adenocarcinoma de páncreas mediante resonancia magnética con secuencia de difusión (DWI) y mapeo ADC.

Alumno: Bouzas, Lucía.

Profesor: Lic. Fernando Orsi.

Año: 2026

Resumen:

La finalidad de este trabajo es destacar el aporte de la resonancia magnética, especialmente mediante la secuencia de difusión (DWI) y el mapeo del coeficiente de difusión aparente (ADC), en la detección y caracterización del adenocarcinoma de páncreas. Se busca describir los procedimientos utilizados para la obtención e interpretación de las imágenes, así como la relevancia de estas secuencias en la valoración de la extensión y agresividad tumoral. Además, se pretende promover la aplicación de métodos diagnósticos más precisos que favorezcan una detección temprana y una mejor planificación terapéutica.

Palabras claves:

Resonancia magnética – Difusión – Mapeo ADC – Adenocarcinoma de páncreas – Diagnóstico precoz

Abstract

The purpose of this study is to highlight the contribution of magnetic resonance imaging, particularly diffusion-weighted imaging (DWI) and apparent diffusion coefficient (ADC) mapping, in the detection and characterization of pancreatic adenocarcinoma. It aims to describe the imaging procedures and the relevance of these sequences in assessing tumor extension and aggressiveness. Furthermore, it seeks to promote the use of more accurate diagnostic methods that enable early detection and improved therapeutic planning.

Key words

Magnetic Resonance Imaging – Diffusion – ADC Mapping – Pancreatic Adenocarcinoma – Early Diagnosis

Dedicatoria

Llegó el momento que tanto esperé, y también el que no tanto, porque terminar una etapa siempre da un poco de miedo. Cerrar un capítulo implica crecer, y crecer a veces asusta, pero también es parte del camino.

Esta etapa es gracias a mis papás, que me apoyaron durante los cuatro años de la carrera. Gracias por sostenerme cuando quería volver a casa y no seguir más, cuando estaba cansada de estar lejos de ustedes, cuando pensaba que no iba a poder aprobar una materia y en esos momentos en los que las lágrimas aparecían. Su apoyo fue fundamental para poder llegar hasta acá.

A mi hermana, que siempre estuvo cuando necesité ayuda, un consejo o simplemente cuando todo parecía un caos. Gracias por escucharme, por tu paciencia y por acompañarme en este camino. Tu apoyo hizo que todo fuera mucho más llevadero.

A mis amigas de toda la vida, Agus y Ampi, que supieron estar cuando necesitaba descargarme o cuando simplemente necesitaba no pensar en nada relacionado con la universidad. Ya sea viniendo a donde estaba o escapándonos a nuestra ciudad, gracias por acompañarme siempre.

A Delfi, que, aunque no terminemos juntas esta etapa, estuvo para mí durante toda la carrera y especialmente en la última parte, cuando más lo necesité. Gracias por apoyarme este tramo.

También a mi grupo de la facultad, con quienes compartí horas de estudio, trabajos, nervios antes de los exámenes y muchas risas que hicieron que los días más difíciles fueran un poco más llevaderos.

Por último, a mí. Puede sonar egoísta, pero no lo es. El esfuerzo que uno pone para cumplir sus propias expectativas es más fuerte que cualquier exigencia externa. Haber llegado hasta acá es muy importante para mí, porque implicó sacrificios, momentos difíciles y mucha perseverancia. Me demostré que puedo.

Índice:

Resumen: 1

Palabras claves: 1

Abstract 1

Key words 1

Dedicatoria 2

Introducción: 8

Problema: 9

Hipótesis: 9

Objetivo general: 9

Objetivos específicos: 9

Estado del arte: 10

Justificación: 12

Marco teórico: 13

Páncreas 13

Anatomía y fisiología del páncreas 13

Color y consistencia 15

División anatómica 15

Cabeza 15

Cuello 16

Cuerpo 16

Cola 16

Fijación y peritoneo 17

Desarrollo embrionario y fascias de adosamiento 17

Relaciones anatómicas principales: cabeza del páncreas y duodeno 18

Peritoneo pancreático 19

Conductos excretores del páncreas 19

Conducto pancreático principal o conducto de Wirsung 19

Conducto pancreático accesorio o conducto de Santorini 20

Embriología y variantes anatómicas de los conductos 20

Vascularización 20

Adenocarcinoma de páncreas 24

Agresividad del adenocarcinoma pancreático 24

Factores de riesgo 25
Epidemiologia, incidencia y mortalidad en Argentina 26
Situación actual en Argentina 26
Impacto sanitario 27
Patología e histología 27
Sistema de estadificación 27
Criterios de resecabilidad 31
Cáncer de páncreas resecable versus irresecable 31
Cáncer de páncreas resecables 31
Cáncer de páncreas resecable limite 32
Cáncer de páncreas irresecable 32
Irresecable localmente avanzando 32
Irresecable metastásico 33
Otros factores sobre los pronósticos relevantes 34
Grado histológico del tumor 34
Extensión de la resección quirúrgica 34
Marcador tumoral CA 19-9 34
Fundamentos de la resonancia magnética 34
Definición de resonancia magnética 34
Campos magnéticos y electricidad 35
Núcleo atómico y propiedades magnéticas 36
Alineación de protones y estados energéticos 36
Movimiento de precesión y ecuación de Larmor 36
Magnetización longitudinal 37
Magnetización trasversal 37
Contraste T1 Y T2 37
Componentes de un sistema de resonancia magnética 38
Gantry 38
Bobinas de gradiente 39
Bobinas de radiofrecuencia de cuerpo 39
Imán 40
Clasificación de los imanes: 40
Homogeneización del campo 40

Sistema de gradiente 41
Sistema de radiofrecuencia 41
Mesa del equipo 42
Sistema de adquisición 42
Sala de resonancia magnética 43
Secuencias y parámetros 43
Tiempo de adquisición 43
Tiempo de repetición 43
Tiempo de eco 44
Angulo de inclinación o flip angle 44
Tiempo de inversión 44
Parámetros numéricos 44
Relación señal-ruido 45
Contraste de la imagen 45
Resolución espacial 45
Protocolo de resonancia magnética en páncreas 46
Preparación del paciente 46
Bobina de abdomen 46
SSFSE (Single-Shot Fast Spin-Echo) 47
FRFSE (Fast Recovery Fast Spin-Echo) y FRFSE fs (Fat Sat) 48
3D Dual Echo 48
Secuencias: 49
Planificación de cada secuencia 49
Axial SSFSE 49
Coronal T2 SSFSE 50
Axial FRFSE FS 50
3D axial Dual Echo 51
Axial DWI 52
Axial T1 FS dinámico post contraste (3D volumétrico) 52
Coronal T1 FS post contraste 52
Axial T1 FS tardío post contraste 53
Resonancia magnética ponderada por difusión (DWI) 54
Difusión de moléculas de agua en el tejido 55

Microestructura tisular y difusión restringida 55
Dinámica multicompartimental y componente de perfusión 56
Alta celularidad y marcadores de neoplasia 56
Dinámica de la difusión facilitada y su relevancia en la desestructuración tisular 57
Interpretación cualitativa de la DWI y evaluación del valor B 57
Fundamentos del análisis cuantitativo, dinámica de perfusión y técnicas de difusión avanzada. 58
Implementación técnica y estratégicas de la adquisición de la DWI en oncología corporal 59
Caracterización del adenocarcinoma pancreático mediante DWI 59
Optimización del campo de visión reducido y su impacto en la calidad diagnostica 60
Implementación del efecto "sangre negra" (black blood) y optimización de los valores B 61
Concepto y significado del coeficiente de difusión aparente (ADC) 61
Funcionamiento y obtención matemática 62
Significado clínico y utilidad diagnostica 62
Caracterización del adenocarcinoma de páncreas en DWI y mapa de ADC 62
Análisis cuantitativo y valores de corte 63
Marco metodológico: 64
Tipo de investigación 64
Enfoque 64
Toma de muestra 64
Propósito 64
Nivel de profundidad 64
Análisis de datos 64
Universo 64
Población de estudio 64
Muestra 64
Criterios 65
Criterios de inclusión: 65
Criterios de exclusión: 65
Variables 65
Tabla casos clínicos: 66
Instrumento de recolección de datos 66
Resultados 68
Grafico 1 68

Grafico 2 69
Grafico 3 70
Conclusión 71
Bibliografía 72
Anexos 74
Caso clínico número 1: 74
Historia clínica. 74
Descripción morfológica y tumoral 74
Análisis de DWI y ADC 74
Imágenes del caso clínico número 1 75
Caso clínico número 2 76
Historia clínica 76
Descripción morfológica y tumoral 76
Análisis de DWI y ADC 77
Imágenes del caso clínico número 2 77
Caso clínico número 3 78
Historia Clínica Completa 78
Descripción Morfológica y Tumoral 78
Análisis de DWI y ADC: 78
Imágenes del caso clínico número 3 79
Caso clínico número 4 81
Historia Clínica 81
Descripción Morfológica y Tumoral 81
Análisis de DWI y ADC: 81
Imágenes del caso clínico número 4 81
Caso clínico número 5 83
Historia Clínica 83
Descripción Morfológica y Tumoral 83
Análisis de DWI y ADC: 84
Imágenes del caso clínico número 5 84

Introducción:

Este trabajo busca explorar cómo la resonancia magnética, especialmente mediante la secuencia de difusión (DWI) y el mapeo del coeficiente de difusión aparente (ADC), puede contribuir al diagnóstico, caracterización y estadificación del adenocarcinoma de páncreas. Dada la complejidad y agresividad de esta patología, se pretende generar conciencia sobre la importancia de las nuevas herramientas de diagnóstico por imágenes que permiten no solo detectar la enfermedad, sino también evaluar su extensión y comportamiento biológico.

Se toma al adenocarcinoma de páncreas como eje del estudio debido a su elevada mortalidad y a la dificultad que implica su detección en etapas tempranas, cuando aún es posible un tratamiento quirúrgico curativo.

En Argentina, el cáncer de páncreas representa una de las principales causas de mortalidad por tumores del aparato digestivo. Según datos de la Organización Panamericana de la Salud (OPS/OMS), esta neoplasia se posiciona consistentemente como una de las primeras causas de muerte por cáncer en la población, reportando una mortalidad que supera el 6% de los decesos oncológicos tanto en hombres como en mujeres (OPS/OMS, s.f.). La elevada agresividad del adenocarcinoma ductal (el subtipo más frecuente) resulta en una supervivencia global inferior al 10% a cinco años. Esta dramática realidad impulsa la necesidad de optimizar las herramientas diagnósticas. Por lo tanto, esta investigación se centra en evaluar la contribución de la resonancia magnética con secuencia DWI y mapeo ADC como una herramienta complementaria y no invasiva, capaz de mejorar la caracterización tisular y la estadificación de esta patología.

La resonancia magnética multiparamétrica, con el aporte del DWI y del mapeo ADC, ofrece una evaluación tanto morfológica como funcional del parénquima pancreático, posibilitando diferenciar tejidos normales de áreas tumorales con mayor precisión. La detección temprana mediante estas herramientas no solo mejora el diagnóstico, sino que puede influir directamente en la planificación terapéutica y el pronóstico del paciente.

Problema:

¿En qué medida la resonancia magnética con secuencia DWI y mapeo ADC contribuye a la caracterización y estadificación del adenocarcinoma de páncreas?

Hipótesis:

La resonancia magnética con secuencia de difusión (DWI) y mapeo ADC permite una mejor caracterización del adenocarcinoma de páncreas, aportando información complementaria sobre su extensión y agresividad tumoral.

Objetivo general:

Evaluar los hallazgos característicos del adenocarcinoma de páncreas mediante resonancia magnética, destacando el aporte de la secuencia de difusión (DWI) y el mapeo ADC en la valoración de la extensión y agresividad tumoral.

Objetivos específicos:

- Describir las características morfológicas y de realce del adenocarcinoma de páncreas en las diferentes secuencias de resonancia magnética.
- Analizar los valores de ADC obtenidos en la secuencia de difusión (DWI) y su relación con la agresividad y extensión tumoral.
- Evaluar la utilidad del DWI y del mapeo ADC en la detección de lesiones pancreáticas de pequeño tamaño.

Estado del arte:

Resonancia magnética del páncreas

"La resonancia magnética ha desempeñado un papel fundamental en la evaluación de pacientes con patologías pancreáticas, desde el cribado de pacientes con alto riesgo de cáncer de páncreas hasta la evaluación de quistes pancreáticos y lesiones pancreáticas indeterminadas. La alta mortalidad asociada a los adenocarcinomas pancreáticos ha despertado un gran interés en el desarrollo de herramientas de cribado eficaces, donde la resonancia magnética mediante colangiopancreatografía por resonancia magnética (CPRM) desempeña un papel fundamental con la esperanza de identificar cánceres en estadios más tempranos susceptibles de resección curativa. Los esfuerzos continuos para mejorar la resolución y la robustez de las imágenes del páncreas mediante resonancia magnética podrían, por lo tanto, algún día reducir la mortalidad de esta enfermedad mortal. Sin embargo, el creciente uso de imágenes transversales también ha generado un dilema clínico concomitante: cómo manejar las lesiones quísticas pancreáticas incidentales que se encuentran en más de una cuarta parte de los pacientes que se someten a CPRM. Los esfuerzos para mejorar la especificidad de la CPRM en pacientes con quistes pancreáticos y masas pancreáticas indeterminadas pueden lograrse mediante avances técnicos continuos en la RM, incluyendo la RM dinámica con contraste ponderada en difusión y ponderada en T1 . Sin embargo, los avances en la RM cuantitativa del páncreas siguen siendo un desafío, debido al pequeño tamaño del páncreas y su ubicación en la parte superior del abdomen, adyacente al intestino y debajo del diafragma. Se necesita más investigación para mejorar la RM del páncreas como herramienta clínica, para afectar positivamente las vidas de los pacientes con anomalías pancreáticas. Esta revisión se centra en diversas técnicas de RM como la CPRM, la imagen cuantitativa y la imagen dinámica con contraste y su aplicabilidad clínica en la imagenología del páncreas, con énfasis en las lesiones pancreáticas malignas y premalignas." [1]

En el fragmento seleccionado anteriormente se va a destacar la relevancia de la resonancia magnética en la evaluación de las patologías pancreáticas y su potencial para detectar lesiones malignas precozmente. Lo planteado en dicho artículo resulta directamente aplicable al presente trabajo, ya que tanto la secuencia de difusión (DWI) y el mapeo de ADC contribuyen, siendo herramientas complementarias en la resonancia magnética, permitiendo una mejor caracterización del adenocarcinoma pancreático.

Diagnóstico por imagen del cáncer de páncreas: TC y RM

"El cáncer de páncreas (CP) sigue siendo uno de los cánceres más mortales a nivel mundial, con una baja tasa de supervivencia. Aunque la resección quirúrgica completa sigue siendo la única terapia curativa potencial para el cáncer de páncreas, menos del 20% de los pacientes recién diagnosticados con cáncer de páncreas se someten a resección quirúrgica con intención curativa. Esto se debe principalmente a la ausencia de síntomas tempranos y a la tendencia del adenocarcinoma de páncreas a invadir estructuras adyacentes o a metastatizar en una etapa temprana. Los estudios de imagen desempeñan un papel crítico para la evaluación de la extensión

[1] Harrington, KA, Shukla-Dave, A., Paudyal, R., & Do, RK (2021). Resonancia magnética del páncreas. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* , *53* (2), 347-359.

de la enfermedad y la estadificación, lo cual es de gran importancia para hacer una selección adecuada para el candidato quirúrgico. Actualmente, el diagnóstico de CP se basa en la tomografía computarizada (TC) y/o resonancia magnética (RM) con colangiopancreatografía por resonancia magnética (CPRM), o biopsia, o aspiración con aguja fina (PAAF) mediante ecoendoscopia (EE). Aunque la TCMD desempeña actualmente un papel fundamental en la evaluación del CP, la resonancia magnética multiparamétrica con imágenes ponderadas por difusión y la CPRM permiten un análisis exhaustivo de los cambios morfológicos del parénquima pancreático, así como del conducto pancreático, y pueden utilizarse como herramienta para la resolución de problemas. Las técnicas de tomografía por emisión de positrones (PET) podrían emplearse en afecciones especiales en las que la TC y la EUS no son completamente diagnósticas. Es fundamental que los médicos comprendan las ventajas y desventajas de las diversas modalidades de imagen pancreática para poder tomar decisiones óptimas sobre el tratamiento."[2]

El fragmento destaca la importancia de las técnicas de imagen en la estadificación del cáncer de páncreas y reconoce el papel actual de la tomografía y la resonancia magnética. Sin embargo, el desarrollo de la resonancia magnética multiparamétrica, que incorpora la secuencia de difusión (DWI) y la colangiopancreatografía por resonancia magnética (CPRM), ha permitido un abordaje más integral del páncreas. Estas herramientas no solo aportan información morfológica, sino también funcional, lo que resulta esencial para la caracterización del adenocarcinoma pancreático y la detección de lesiones en etapas tempranas, aspecto central del presente trabajo.

[2] Lee, JM y Yoon, JH (2017). Diagnóstico por imagen del cáncer de páncreas: TC y RM. En *Cáncer de páncreas: con especial atención a temas de actualidad y técnicas quirúrgicas* (págs. 95-114). Berlín, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

Justificación:

El cáncer de páncreas es una de las neoplasias más agresivas, y la resonancia magnética, especialmente las secuencias de DWI y el mapeo ADC, permiten una detección y caracterización más precisa.

El presente trabajo busca fortalecer el uso y la interpretación de estas técnicas funcionales, demostrando que la correlación entre los valores de ADC y las variables patológicas (TNM) facilita una estadificación más precisa en la fase prequirúrgica, optimizando las decisiones terapéuticas.

Este escrito se dirige a técnicos y licenciados en bioimágenes y médicos, buscando subsanar la escasa producción de evidencia científica centrada en el análisis del adenocarcinoma pancreático mediante DWI y ADC en Argentina, y promoviendo la interpretación crítica de estas técnicas avanzadas como un aporte directo al pronóstico oncológico.

Marco teórico:

Páncreas

Anatomía y fisiología del páncreas

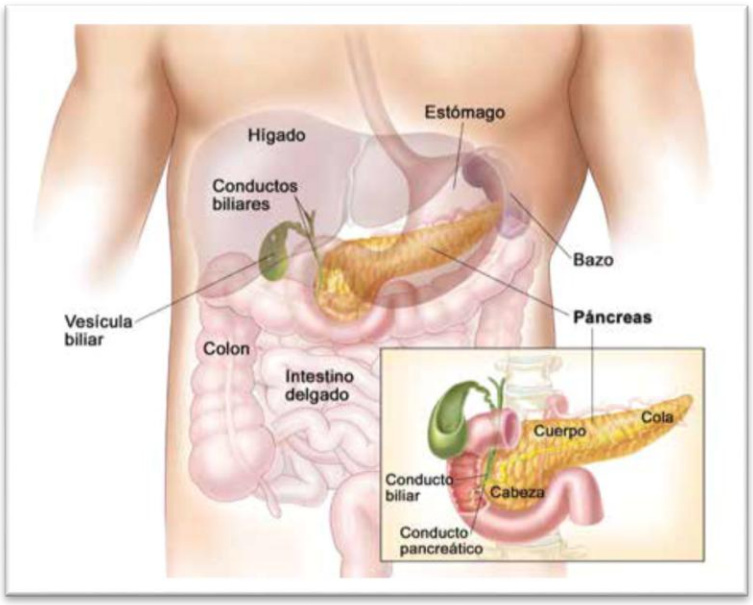


Fig 1. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad de las Américas.

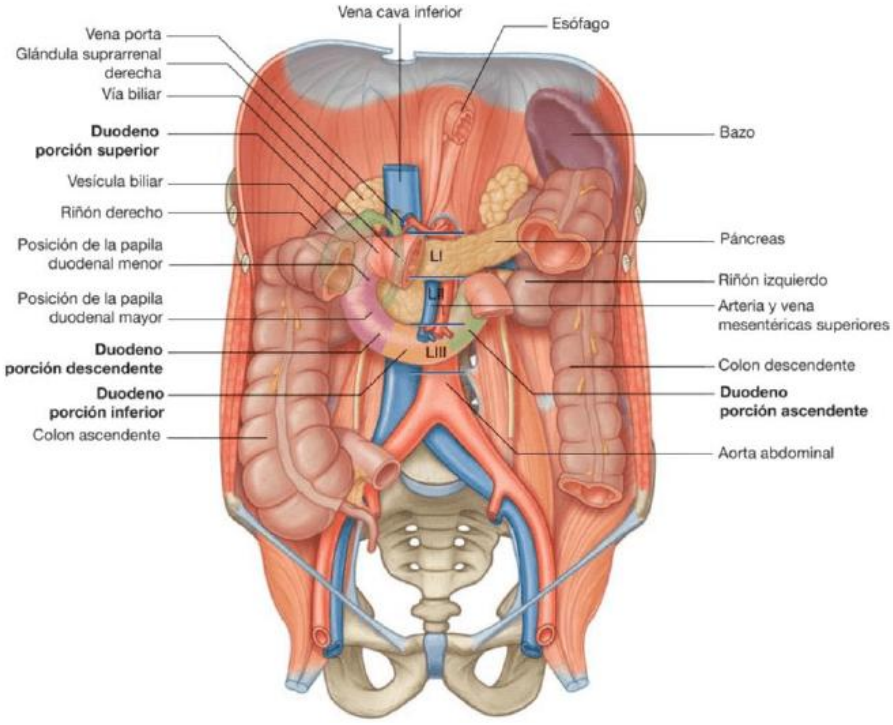


Fig 2. Ubicación del páncreas en la región abdominal. Fuente: Drake y otros. 2010. Gray Anatomía para estudiante 2° Ed. Elseiver, España.

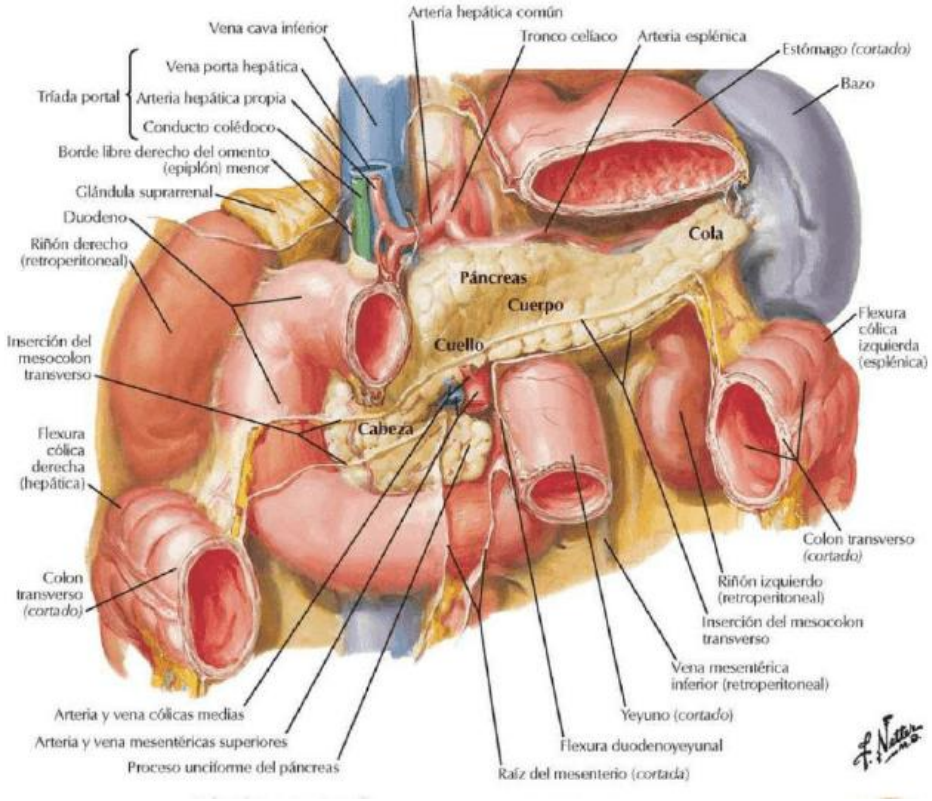


Fig 3. Páncreas. Fuente: Netter, 2019. "atlas de anatomía humana" 7° Ed.

El páncreas es una glándula mixta, con funciones exocrina y endocrina. Está situada en el retroperitoneo superior del abdomen y cumple funciones esenciales tanto en la digestión como en la regulación metabólica. Se localiza en profunda y estrecha relación con múltiples estructuras vasculares y viscerales. Presenta una concavidad posterior que se moldea sobre la columna lumbar a nivel de L1-L2 y en algunas ocasiones se eleva hacia D12 o desciende hacia la vértebra L3.

Su mitad derecha es horizontal mientras que su extremo izquierdo es ligeramente oblicuo (de medial a lateral y de abajo hacia arriba), lo que genera que ambas partes formen un ángulo cuyo vértice se dirige hacia la derecha.

En cuanto al volumen, las dimensiones pueden variar: su extensión longitudinal (de izquierda a derecha) es aproximadamente 16 a 20 centímetros, su altura promedio oscila entre los 4 a 5 centímetros y posee un grosor de 2 a 3 centímetros. Por lo general, presenta un mayor desarrollo en el hombre que en la mujer. Durante la infancia y la pubertad, crece con mayor rapidez que el hígado; su volumen aumenta gradualmente hasta los cuarenta años, pero luego disminuye a partir de los cincuenta años debido a un proceso de atrofia senil. Su peso medio ronda entre los setenta gramos en hombres y sesenta gramos en mujeres.

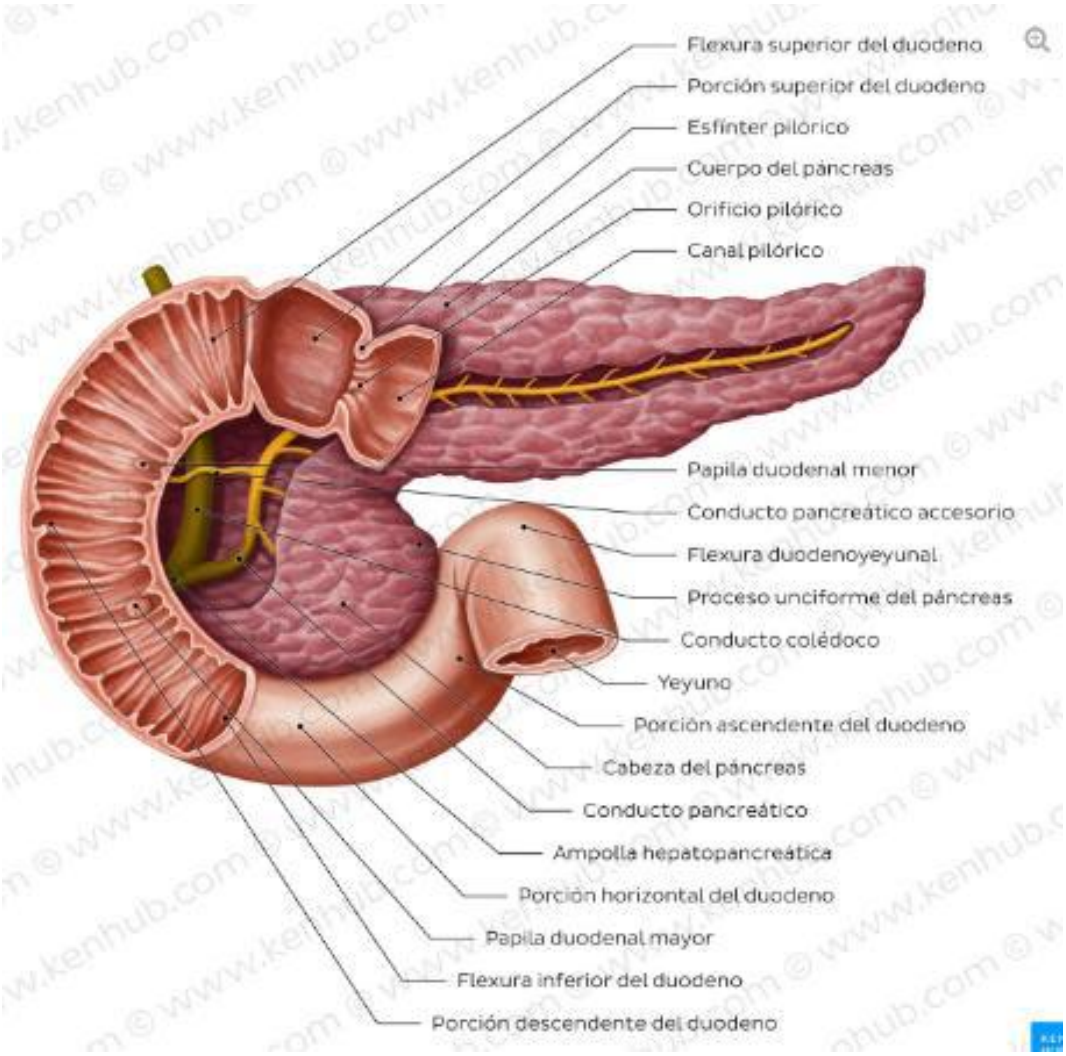


Fig 4. Kenhub. (s.f.). Duodeno y páncreas en conjunto

Color y consistencia

En estado de reposo, presenta un tono blanco grisáceo, pero durante el proceso de digestión la glándula se congestiona, adquiriendo un color cercano al rosa. Su consistencia es relativamente firme; sin embargo, el tejido pancreático normal no sostiene correctamente los puntos de sutura si estos no se apoyan en los planos fibrosos o peritoneales circundantes. Es un órgano maleable que se amolda a las estructuras adyacentes.

División anatómica

El páncreas se extiende transversalmente desde el marco duodenal hasta el hilio esplénico dividiéndose en cabeza, proceso uncinado, cuello (istmo), cuerpo y cola.

Cabeza

Se localiza en el espacio delimitado por la "herradura" que forma las tres primeras porciones del duodeno. Su extremidad inferoexterna se dirige hacia la línea media del cuerpo, arrollada en un espiral más o menos pronunciadas según cada individuo, conformando el proceso uncinado. En algunos casos, esta porción puede estar separada del resto de la glándula, constituyendo una

glándula pancreática accesoria. La cabeza posee dos caras, una anterior y una posterior, y un contorno irregular, redondeado u ovalado, en relación con el asa duodenal. En su porción inferior, el contorno es más delgado e irregular.

Cuello

Es una porción estrecha que une la cabeza del páncreas y el cuerpo. Tiene una altura aproximada de dos centímetros y un espesor de un centímetro. Se encuentra comprimida entre el tronco celíaco por arriba y la arteria mesentérica superior por abajo, vasos que delimitan sus bordes. Su borde superior presenta una muesca denominada escotadura duodenal, donde se aloja la primera porción del duodeno, limitada por dos tubérculos: el anterior (tubérculo pancreático anterior de Grégoire y el tubérculo posterior (tubérculo pancreático posterior o tuberosidad epiploica de His, denominada así por estar cubierta anteriormente por el omento menor). La escotadura inferior corresponde al paso de la arteria mesentérica superior denominándose escotadura mesentérica del páncreas.

Cuerpo

Situado por encima de la cabeza del páncreas, se eleva ligeramente sobre la primera y la segunda vértebra lumbar. En ocasiones, su porción alta pude alcanzar el nivel de la duodécima vertebra torácica y la porción baja descender hasta la tercer lumbar, continuando hacia la izquierda con la cola del páncreas.

Cola

Sus formas son variables; puede ser aplanada, delgada y afilada, o bien redondeada, roma o ensanchada en forma de maza. El cuerpo y la cola, junto con la cabeza, suelen formar un ángulo abierto hacia abajo; raramente se disponen de forma totalmente horizontal. Al adaptarse a la curvatura de la pared abdominal posterior, tiene en su origen una forma prismática de base inferior. Mide unos diez o doce centímetros de largo y tiene un espesor de aproximadamente dos centímetros. A menudo, está en intimo contacto con la cara interna del bazo, constituyendo la parte móvil del órgano.

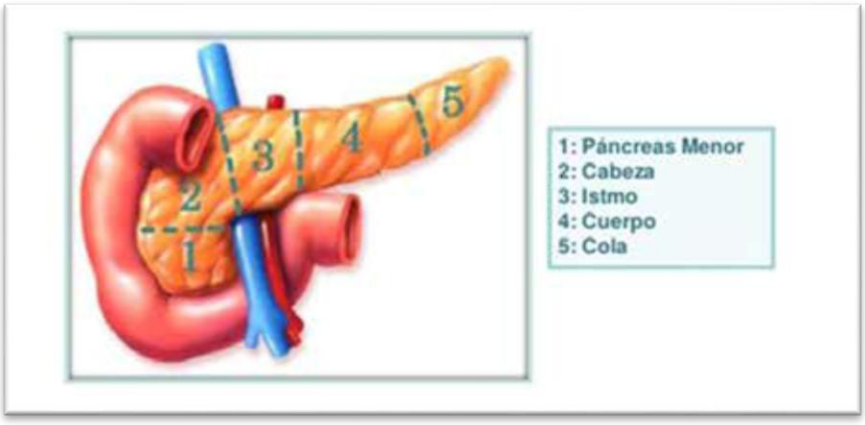


Fig 5. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas [Archivo PDF]. Universidad de las Américas.

Fijación y peritoneo

Es uno de los órganos más fijados de la cavidad abdominal. Su posición se mantiene gracias a su conexión con el duodeno, los conductos excretores que terminan en el peritoneo parietal posterior, lo que aplica justo a la pared abdominal y por último los vasos que penetran sobre el páncreas. La cabeza está íntimamente ligada al duodeno y sigue sus desplazamientos, el cuerpo permanece fijo. La cola es la única porción que goza de cierta movilidad gracias al ligamento pancreaticoesplénico (epiplón pancreaticoesplénico), que contiene los vasos esplénicos.

Desarrollo embrionario y fascias de adosamiento

Durante el período embrionario, el páncreas se origina como dos evaginaciones del duodeno ubicadas inicialmente en el mesogastrio posterior en disposición sagital. Con la rotación del intestino anterior y del estómago sobre su eje longitudinal, el páncreas se desplaza. El cuerpo y la cola son proyectadas hacia la izquierda, adoptando una disposición transversal, mientras que la cabeza del páncreas y el duodeno se desplaza hacia la derecha. Posteriormente, el cuerpo, la cola y la cara posterior de la cabeza se adosan al peritoneo parietal posterior. Este proceso de fusión de las hojas peritoneales primitivas da a lugar a la fascia de adosamiento retropancreática también llamada fascia de Treitz, lo que determina su fijación retroperitoneal secundaria.

Relaciones anatómicas principales: cabeza del páncreas y duodeno

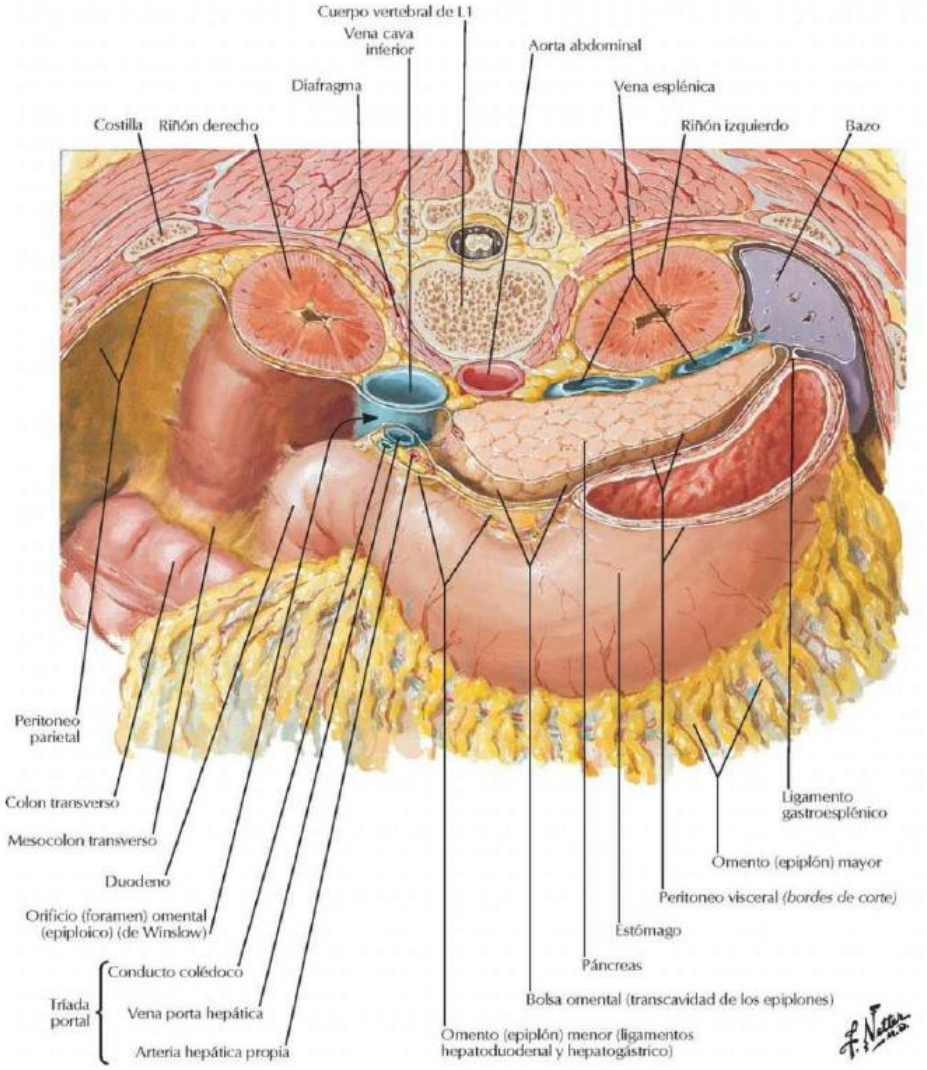


Fig 6. Relciones del páncreas. Vista anterior. Fuente: Netter, 2019. "atlas de anatomía humana" 7° Ed.

La cabeza del páncreas se encuentra en íntima relación con el duodeno, el cual forma una concavidad que aloja este segmento del tubo digestivo. La adherencia entre ambos órganos comienza inmediatamente después del paso de la arteria gastroduodenal por detrás de la primera porción duodenal.

Esta unión se encuentra principalmente desarrollada a nivel de la segunda porción duodenal, lugar donde se produce la apertura de las vías excretoras pancreáticas como el conducto pancreático principal, también llamado conducto de Wirsung, generalmente en conjunto con el conducto colédoco y el conducto pancreático accesorio o conducto de Santorini.

En esta región, la relación entre ambos órganos es tan estrecha que en algunos casos se observa una verdadera interpenetración tisular, lo que dificulta su separación sin comprometer el

parénquima pancreático. Por el contrario, en la primera porción del duodeno no existe una adherencia directa al páncreas.

A nivel del borde superior de la cabeza pancreática se localizan los tubérculos pancreáticos anterior y posterior. Finalmente, en la tercera porción duodenal, el intestino se separa del páncreas; en este punto se destaca el proceso uncinado, el cual se incurva por detrás de los vasos mesentéricos superiores.

Peritoneo pancreático

El páncreas es un órgano secundariamente retroperitoneal que se encuentra recubierto en su cara anterior por el peritoneo parietal posterior. A nivel de la cabeza pancreática, la cara anterior se encuentra cruzada por la inserción del mesocolon transverso, lo que divide esta región en una porción supramesocólica y una porción inframesocólica.

La hoja superior del mesocolon transverso se aplica sobre la cara anterior de la porción superior de la cabeza pancreática y constituye parte de la pared posterior de la transcavidad de los epiplones.

Por detrás del páncreas se dispone una fascia de adosamiento denominada fascia de Treitz, que es la encargada de fijar la glándula a la pared abdominal posterior. De esta manera el páncreas se encuentra rodeado por dos láminas conjuntivas, una posterior, fascia de Treitz, y otra anterior por la cual discurren las principales estructuras vasculares.

En el extremo distal, la cola del páncreas se introduce entre las hojas del ligamento pancreatoesplénico, punto donde desparecen los medios de fijación, adquiriendo así un carácter intraperitoneal y una mayor movilidad.

Conductos excretores del páncreas

El páncreas posee un sistema ductal encargado de transportar el jugo pancreático hacia el duodeno. Este sistema está conformado por dos conductos principales: el conducto pancreático principal o de Wirsung y el conducto pancreático accesorio o de Santorini, los cuales recorren el espesor de la glándula y desembocan en la segunda porción del duodeno.

Conducto pancreático principal o conducto de Wirsung

Se extiende desde la cola del páncreas hasta la cabeza, siguiendo el eje longitudinal de la glándula. Se origina en la cola mediante pequeños conductos intralobulillares que confluyen progresivamente hasta formar un conducto único que recorre el cuerpo y el cuello pancreático.

En su trayecto, suele ubicarse cerca de la cara posterior, presentando un recorrido discretamente sinuoso. Al llegar a la cabeza del páncreas, se incurva inferiormente y entra en relación íntima con el conducto colédoco, con el cual generalmente se une para formar la ampolla hepatopancreática o también llamada ampolla de Vater. Ambos conductos desembocan en la papila duodenal mayor, ubicada en la cara medial de la segunda porción del duodeno.

En su porción terminal, se encuentra rodeado por fibras musculares lisas que constituyen el esfínter pancreático, el cual esta funcionalmente asociado al esfínter de la ampolla o esfínter de Oddi, este regula el pasaje del juego pancreático e impide el reflujo duodenal.

El calibre del conducto aumenta progresivamente desde la cola hacia la cabeza que mide aproximadamente dos milímetros en la cola, tres milímetros en el cuerpo y hasta cinco milímetros en la cabeza, estrechándose nuevamente al atravesar la pared duodenal.

Conducto pancreático accesorio o conducto de Santorini
Se localiza principalmente en la porción superior de la cabeza pancreática. Se origina habitualmente a partir del conducto principal, desde donde se dirige hacia la derecha para desembocar de manera independiente en el duodeno a través de la papila duodenal menor, situada aproximadamente de dos a tres centímetros por encima de la papila mayor.

Su longitud promedio es de cinco a seis centímetros y su calibre es menor que el del conducto de Wirsung; recibe conductos provenientes, principalmente, de la porción superior de la cabeza del páncreas.

Desde el punto de vista funcional, este conducto actúa como una vía accesoria de drenaje, pudiendo adquirir gran importancia clínica en casos de obstrucción del conducto principal, permitiendo así la derivación del jugo pancreático hacia el duodeno.

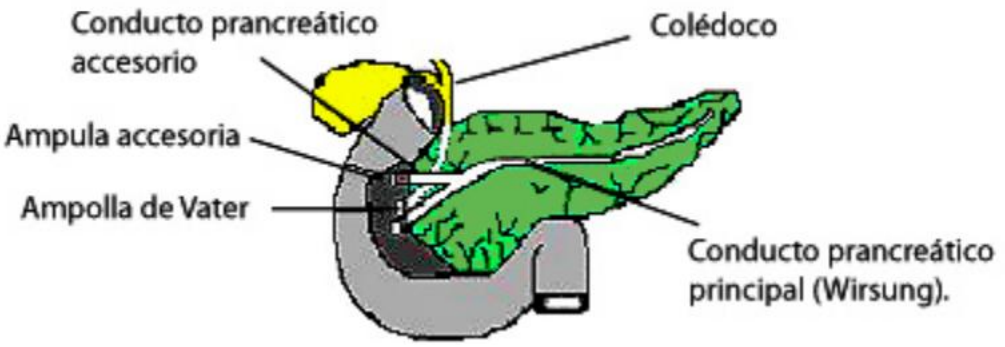


fig 7

Embriología y variantes anatómicas de los conductos
La existencia de ambos conductos se origina en el proceso embrionario doble del páncreas. Se desarrolla a partir de dos esbozos, un brote dorsal formado por el conducto de Santorini y un brote venal que da origen al conducto de Wirsung. Ambos se fusionan durante el desarrollo; en condiciones normales. El conducto de Wirsung se convierte en el principal sistema de drenaje, mientras que el de Santorini persiste como conducto accesorio.

Frecuentemente se encuentran variantes anatómicas como la presencia de conductos independientes, la hipoplasia, ausencia del conducto de Santorini o el predominio del conducto accesorio sobre el principal.

Vascularización
Provienen principalmente de ramas del tronco celíaco y de la arteria mesentérica superior lo que asegura un aporte sanguíneo constante a todo el órgano.

La cabeza del páncreas comparte su vascularización con el duodeno, está irrigada por las arterias pancreatoduodenales superiores, ramas de la arteria gastroduodenal y por las arterias

pancreatoduodenales inferiores, ramas de la arteria mesentérica superior. Estas arterias se anastomosan formando los arcos pancreatoduodenales anterior y posterior que rodean la cabeza del páncreas y el proceso uncinado construyendo un importante circuito arterial peripancreático.

El cuerpo y la cola del páncreas reciben su irrigación principalmente de las ramas de la arteria esplénica que discurre a lo largo del borde superior del órgano, de ella nacen múltiples arterias pancreáticas que penetran en el parénquima entre las que se describen la arteria pancreática dorsal, la pancreática magna y sus ramas caudales. Estas se anastomosan con ramas procedentes de la mesentérica superior, contribuyendo a la formación de un circuito arterial peripancreático.

El drenaje venoso acompaña en general el trayecto de las arterias y se realiza a través de venas pancreatoduodenales y venas pancreáticas que desembocan en la vena mesentérica superior y en la vena esplénica, formando parte del sistema porta hepático.

La inervación es autónoma y depende principalmente del plexo celíaco y del plexo mesentérico superior, desde donde parten fibras nerviosas que alcanza la glándula siguiendo el trayecto de las arterias esplénicas, hepáticas y mesentéricas superior.

Las fibras simpáticas provienen de los nervios esplénicos torácicos y llegan al páncreas a través de los ganglios celíacos y mesentéricos superiores, estas fibras regulan principalmente el tono vascular y modulan la secreción pancreática.

Las fibras parasimpáticas proceden del nervio vago, alcanzan el páncreas por medio de los plexos perivasculares y estimulan fundamentalmente la actividad secretora de la glándula, tanto en su porción exocrina como endocrina.

En el interior del páncreas los nervios forman un plexo interlobulillar con pequeños ganglios intrapancreáticos, desde allí se originan redes nerviosas más finas que rodean los acinos, los conductos excretores, los vasos sanguíneos y los islotes de Langerhans, constituyendo un plexo periacinoso e interacinar. Esto permite una regulación directa de la secreción pancreática y del flujo sanguíneo local.

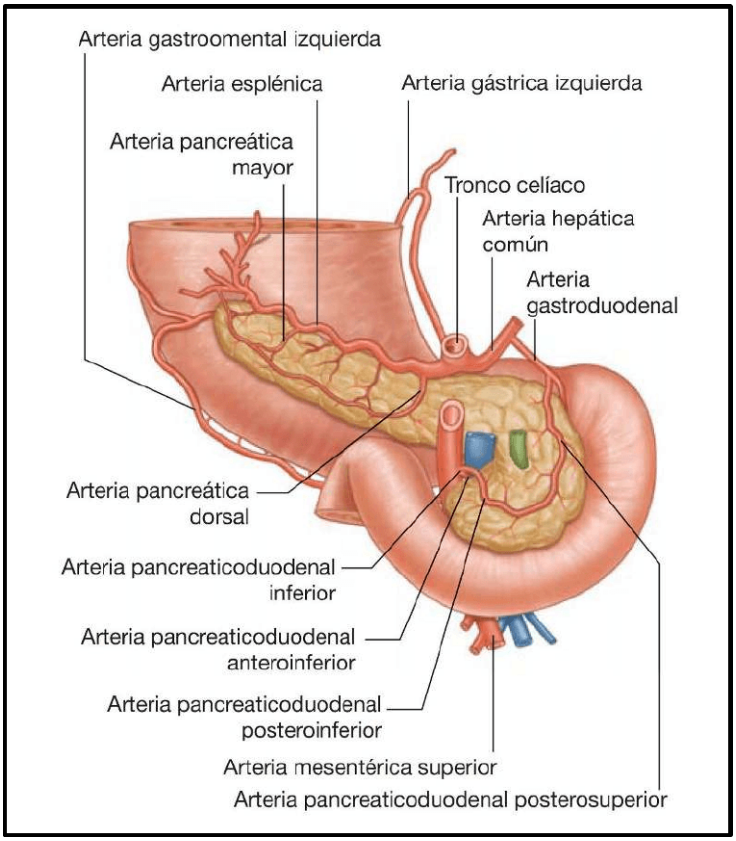


Fig 8. Irrigación arterial del páncreas, imagen posterior. Fuente: Drake y otros. 2010. Gray anatomía para estudiantes. 2° Ed. Elsevier, España.

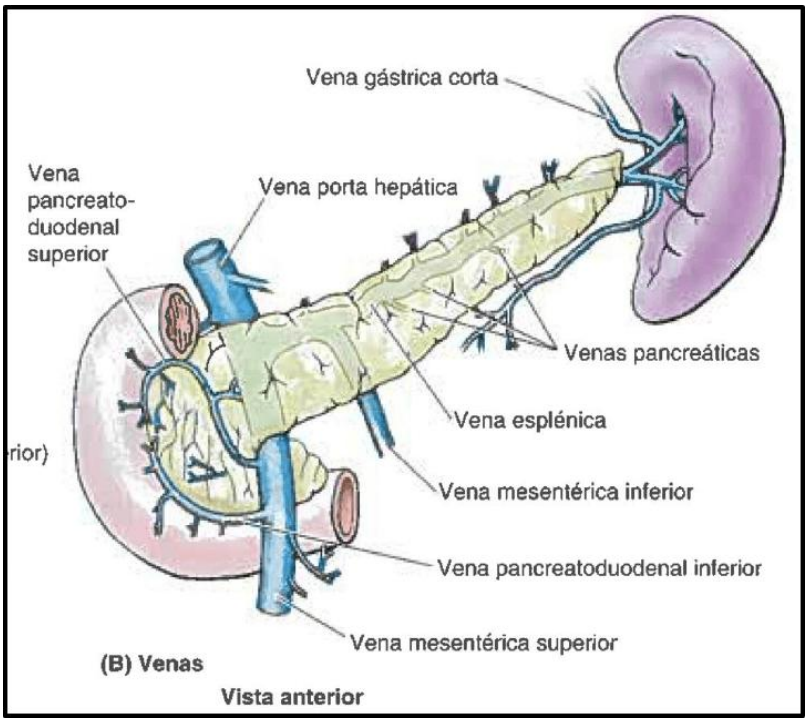


Fig 9. Drenaje venoso del páncreas. Moore y otros. 2010. Anatomía con orientación clínica

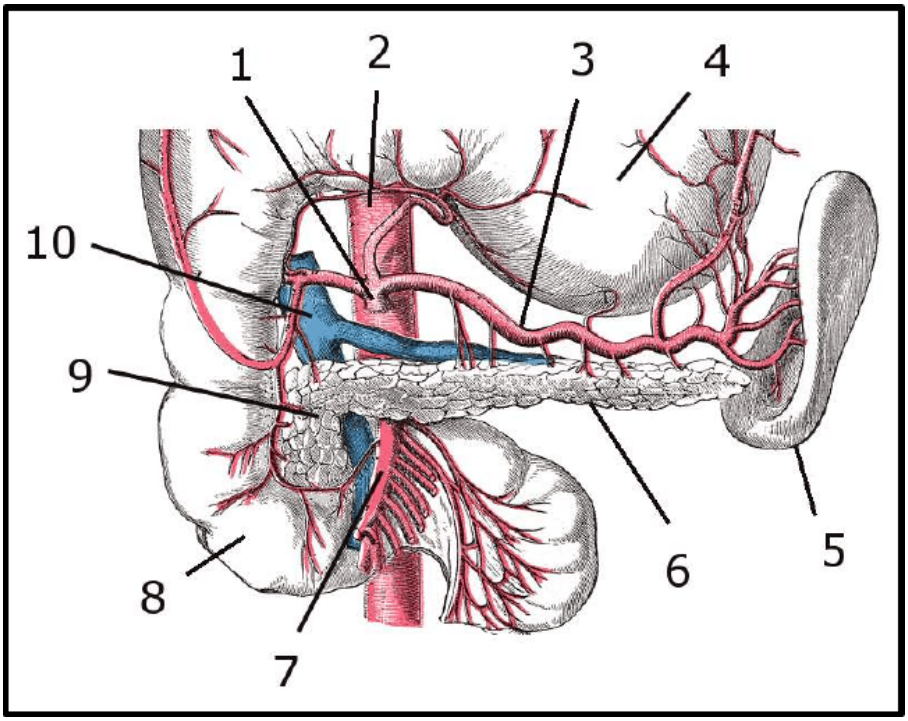


Fig 10. Vascularización del páncreas. 1. Tronco celíaco, 2. Aorta abdominal, 3. Arteria esplénica, 4. Estómago, 5. Bazo, 6. Páncreas, 7. Arteria mesentérica superior, 8. Duodeno, 9. Cabeza del páncreas, 10. Vena porta.

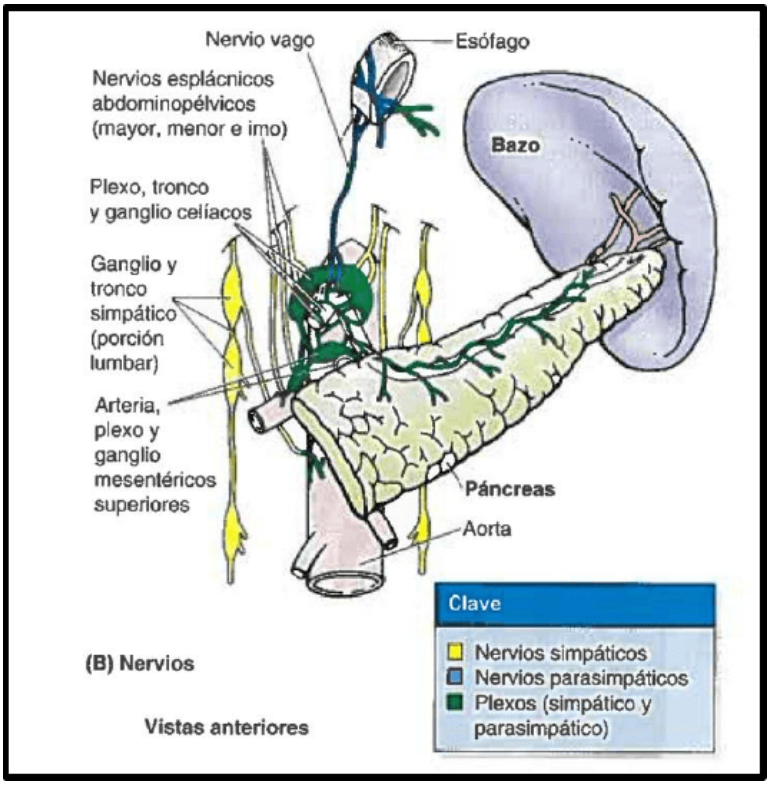


Fig 11 inervación del páncreas. Fuente: Moore y otros. 2010. Anatomía con orientación clínica.

Adenocarcinoma de páncreas

El adenocarcinoma pancreático también llamado adenocarcinoma ductal de páncreas es el tipo más común de cáncer de páncreas representando más del 90% de las neoplasias malignas que afectan este órgano. Esta enfermedad se origina en las células exocrinas del páncreas específicamente en el epitelio que recubre los conductos donde se vierten las enzimas digestivas producidas por la glándula y se caracteriza por una proliferación celular descontrolada que da lugar a un tumor sólido maligno. Los adenocarcinomas pancreáticos suelen surgir en la cabeza de la glándula, aunque también pueden aparecer en el cuerpo o la cola y tiene un patrón de crecimiento infiltrativo y agresivo que lo diferencia de otros tipos de tumores pancreáticos menos frecuentes.

Desde una vista clínica el adenocarcinoma pancreático es notablemente silencioso en sus estadios iniciales lo que significa que no causa síntomas evidentes hasta que la enfermedad está avanzada. La falta de manifestaciones tempranas dificulta su detección oportuna y contribuye a que la mayoría de los diagnósticos se realicen en fases tardías, cuando el tumor ya ha invadido estructuras adyacentes o ha generado metástasis en órganos distantes como el hígado o el peritoneo, esta característica explica en gran parte el mal pronóstico y la alta mortalidad asociada a esta patología.

Se encuentra estrechamente asociado con una serie de factores de riesgo que incrementan la probabilidad de su desarrollo, entre estos se encuentran el tabaquismo, la pancreatitis crónica, la diabetes mellitus tipo 2 y el sobrepeso u obesidad, así como antecedentes familiares de cáncer de páncreas y la exposición a ciertas sustancias químicas ambientales. Además, pude surgir por alteraciones genéticas somáticas y hereditarias como mutación en genes implicados en la regulación del ciclo celular y la proliferación han sido identificadas como elementos cruciales en la carcinogénesis pancreática reflejando la complejidad biológica de esta neoplasia y sus mecanismos de progresión.

Por ser tan agresivo, el adenocarcinoma pancreático se asocia con una supervivencia baja en comparación con otras neoplasias malignas. El estadio avanzando al momento del diagnóstico, la infiltración perineural y vascular, junto con una desmoplasia intensa en el microambiente tumoral, dificultan las opciones terapéuticas y reducen las posibilidades de resección curativa. Esto hace que el tratamiento sea complejo y que las estrategias actuales combinadas como la cirugía, quimioterapia y radioterapia tengan impacto limitando en los resultados a largo plazo. En conjunto las características biológicas y clínicas colocan al adenocarcinoma pancreático como uno de los tumores como mayor letalidad dentro de las neoplasias del aparato digestivo.

Agresividad del adenocarcinoma pancreático

Es considerado una de las neoplasias más agresivas y letales dentro de las enfermedades oncológicas. Se explica por la combinación de factores biológicos, moleculares y microambientales que favorecen su rápida progresión, su capacidad de invasión y su resistencia al tratamiento. A diferencia de muchos otros tumores sólidos, este cáncer suele estar avanzando en el momento del diagnóstico debido a la ausencia de síntomas específicos en las fases tempranas lo que retrasa la detección y limita las opciones terapéuticas curativas.

Una de las principales características que contribuye a su agresividad es la presencia de mutaciones genéticas claves, entre la cuales se destaca la de KRAS que está presente en aproximadamente más

del 90% de los casos. Esta mutación actúa como un impulsor de proliferación celular descontrolada y de supervivencia de la célula tumoral, promoviendo su crecimiento y expansión. Además, otros genes supresores de tumor como TP53, CDKN2A y SMAD4 suelen estar inactivados, lo que elimina los frenos biológicos que normalmente limitan la proliferación celular y el daño genético

Otro elemento fundamental en la agresividad de este tipo de tumores es su microambiente tumoral, particularmente el estroma que rodea y acompaña a las células cancerosas. La estoma no es sólo un tejido de soporte, sino una red compleja de proteínas, fibroblastos, células inmunes y otros componentes que interaccionan con las células tumorales. En estudios recientes han demostrado que proteína como Galectina-1 presentes en los fibroblastos del estroma pueden activarlo y hacer que colaboren activamente con la progresión tumoral, promoviendo crecimiento, resistencia a fármacos y diseminación. Esta barrera física y funcional no solo facilita la proliferación tumoral, sino que también reduce la eficacia de la quimioterapia y de otras terapias sistemáticas al dificultar la penetración de los agentes terapéuticos en el tumor.

Además, presenta una marcada capacidad metastásica temprana. A menudo las células tumorales adquieren habilidades para invadir tejidos circundantes y entrar al torrente sanguíneo antes de que el tumor primario sea clínicamente evidente. Parte de este comportamiento agresivo se relaciona con la activación de mecanismos moleculares que otorgan a las células tumorales una marcada plasticidad biológica y una elevada capacidad de invasión y diseminación. A esto se suma su interacción activa con el microambiente circundante al que modifican para favorecer el crecimiento tumoral, la infiltración de tejidos vecinos y la formación de metástasis. La convergencia de alteraciones genéticas, un entorno tumoral protector y una notable capacidad de adaptación explica el rápido avance de la enfermedad y su baja tasa de supervivencia.

Factores de riesgo

El adenocarcinoma pancreático es una neoplasia multifactorial, en cuyo desarrollo interviene factores genéticos, ambientales y metabólicos. Entre los factores de riesgo mejor establecidos se encuentran la edad avanzada, el tabaquismo, ciertas enfermedades crónicas del páncreas y alteraciones metabólicas, así como predisposiciones hereditarias. La mayoría de los casos se diagnostican después de los 60 años, lo que refleja el carácter acumulativo de las mutaciones genéticas necesarias para la transformación maligna de las células ductales pancreáticas. El envejecimiento se asocia además como una disminución de los mecanismos de reparación del ADN y con un estado pro inflamatorio crónico que favorece la carcinogénesis.

El tabaquismo es considerado el principal factor de riesgo modificable. Los fumadores presentan un riesgo aproximadamente dos a tres veces mayor de desarrollar adenocarcinoma pancreático en comparación con los no fumadores. Las sustancias carcinógenas del tabaco alcanzan el páncreas por vía hematógen y biliar, generando daño genético directo, estrés oxidativo e inflamación crónica del epitelio ductal. Se ha demostrado que existe una relación dosis-dependiente entre la cantidad de cigarrillos consumidos y el riesgo de cáncer pancreáticos, que este riesgo disminuye progresivamente tras el cese del hábito, aunque puede requerirse más de 10 años para acercarse al de un no fumador.

Las enfermedades pancreáticas crónicas y los trastornos metabólicos constituyen otro grupo fundamental de factores predisponentes. La pancreatitis crónica, especialmente la asociada al

alcoholismo y a causas hereditarias, incrementa notablemente el riesgo debido al daño tisular persistente, la fibrosis y la regeneración celular continua, que facilitan la acumulación de mutación. Asimismo, la diabetes mellitus tipo 2 sobre todo de reciente diagnostico en adultos mayores, se reconoce tanto como factor de riesgo como posible manifestación temprana del tumor. La obesidad y el síndrome metabólico también se asocian a mayor incidencia, probablemente por su relación con la resistencia a la insulina, hiperinsulinemia, inflamación sistémica y alteraciones en factores de crecimiento.

Por último, los factores genéticos y hereditarios desempeñan un papel relevante en un subgrupo de pacientes. Entre un 5 y un 10% de los adenocarcinomas pancreáticos se asocian a síndromes hereditarios como la mutación en BRCA1 y BRCA4, el síndrome de Peutz-Jegher (mutación en STK11), el síndrome de Lynch y la pancreatitis hereditaria. A esto se le va a sumar los antecedentes familiares de cáncer de páncreas, que aumentan el riesgo incluso en ausencia de un síndrome claramente identificado. Estas alteraciones genéticas predisponen a la inestabilidad genómica y a la pérdida del control del ciclo celular, facilitando la progresión desde lesiones precursoras hasta carcinoma invasor

Epidemiologia, incidencia y mortalidad en Argentina

Situación actual en Argentina

El adenocarcinoma de páncreas ocupa una posición relevante dentro de la situación oncológica Argentina, siendo uno de los cánceres como mayor impacto en mortalidad a pesar de no figurar entre los más frecuentes. Según las estimaciones de la Agencia Internacional de Investigación sobre el Cáncer, la tasa de incidencia ajustada por edad del cáncer de páncreas en Argentina fue de aproximadamente 3,8 casos por cada 100.000 habitantes, con una mortalidad estimada de 6,9 por 100.000 en el año 2020 reflejando una relación casi equivalente entre incidencia y mortalidad que indica la alta letalidad de esta enfermedad en el país.

Durante el período de los años 2011 a 2015, el adenocarcinoma pancreático ocupo el cuarto lugar entre las causas de muerte por cáncer, tanto en hombres como en mujeres, mostrando tasa específica de mortalidad de 7,6/100.000 en varones y 5,8/100.000 en mujeres, según los datos del instituto nacional del cáncer. Estos indicadores se mantienen preocupantes ya que reflejan la complejidad de su manejo clínico y la dificultad de diagnóstico en fases tempranas, aspecto que condiciona su evolución y las posibilidades terapéuticas eficaces.

Las tendencias actuales de mortalidad por cáncer en Argentina muestran una disminución gradual en los últimos años para la mayoría de los tumores malignos, atribuible a las mejoras en la prevención y el acceso a tratamientos en general. No obstantes, las neoplasias de peor pronóstico, entre la cuales se destaca el cáncer de páncreas, por su diagnóstico tardío y baja supervivencia, siguen representando un desafío sanitario importante. En 2022 los tumores malignos constituyeron la tercera causa de muerte en el país, lo que subraya la carga que representan las neoplasias avanzadas en la salud pública.

En el contexto clínico y asistencial argentino se reconoce que la mayoría de los casos de adenocarcinoma pancreático se diagnostican en estadíos avanzados, con el impacto directo en la resecabilidad y en los resultados de los tratamientos disponibles. En varios estudios se han

destacado la necesidad de fortalecer estrategias de detección temprana, manejo multidisciplinario e investigación clínica local, con el objetivo de mejorar la sobrevivencia y reducir la carga de la enfermedad asociada.

Impacto sanitario

El adenocarcinoma pancreático representa uno de los mayores desafíos oncológicos en Argentina debido a su elevada mortalidad, baja supervivencia y complejidad de manejo. Aunque su incidencia no está entre los tumores más frecuentes en el país su letalidad es relativamente alta, situándose entre las principales causas de muerte por cáncer tanto en hombre como en mujeres. Los datos epidemiológicos se nuestro país muestra que este tumor ocupa el cuarto lugar en mortalidad oncológica, detrás de tumores de pulmón, colon y recto, mama y próstata, lo que evidencia su relevancia de uno de los cánceres con peor pronóstico. Este patrón nos refleja que tanto las interacciones de factores biológicos intrínsecos del tumor como la invasividad y la capacidad metastásica precoz, así como las limitaciones del sistema de salud para la detección temprana y atención oportuna efectiva.

Este tipo de tumor impone un impacto significativo en la salud pública argentina. La mayoría de los casos se diagnostican en estadíos avanzados, cuando ya existe un compromiso local o metastásico, reduciendo significativamente las opciones de tratamiento curativo. Esto significa que se encuentra una demanda elevada de procedimientos diagnósticos de alta complejidad como estudios de imágenes y procedimientos intervencionistas para la confinación histológica, aumentando la presión sobre los recursos técnicos y humanos disponibles en el sistema de salud en general.

En el uso de recursos sanitarios el adenocarcinoma pancreático requiere estrategias terapéuticas complejas y costosas. La combinación de cirugía mayor, cuando es factible, quimioterapia y en algunos casos radioterapia, implica no solo costos directos elevados, sino también una demanda intensa de cuidados paliativos y apoyo multidisciplinario. Estos elementos generan una carga económica considerable al sistema de salud, tanto en el ámbito público como en el privado, al mismo tiempo que se pone en evidencia la necesidad de fortalecer las intervenciones preventivas.

El impacto sanitario del adenocarcinoma pancreático en Argentina también se manifiesta en términos de calidad de vida y años de vida ajustados por discapacidad. Este tipo de neoplasia tiene una de las tasas de supervivencia a cinco años más bajas entre los tumores sólidos debido a su diagnóstico tardío, su resistencia a muchas terapias sistemáticas y su tendencia a afectar a personas en edad productiva. El resultado es un notable adelanto de la mortalidad y una pérdida significativa de productividad y bienestar repercutiendo no solo en los pacientes, sino también en sus familias y en la sociedad y economía de nuestro país.

Patología e histología

Sistema de estadificación

El sistema de estadificación que se usa con mayor frecuencia para el cáncer de páncreas es el sistema TNM del AJCC (comité conjunto Estadounidense sobre Cáncer) basándose en:

- La extensión del tumor (T): tamaño del tumor y si se extendió por fuera del páncreas hacia los vasos sanguíneos cercanos.

- Propagación de los ganglios linfáticos cercanos (N): si se propagó el cáncer a los ganglios linfático y si es así, cuantos ganglios linfáticos presentan cáncer.
- La propagación, metástasis, a sitios distantes (M): si el cáncer se propagó a ganglios linfáticos distantes u órganos distantes como el hígado, peritoneo, los pulmones y el sistema osteológico.

Se utiliza este sistema para estadificar la mayoría de los cánceres de páncreas, excepto los tumores neuroendocrinos pancreáticos que tiene su propio sistema de estadificación.

Este sistema utiliza el estadio patológico determinado luego de la examinación del tejido extirpado durante una operación, también conocido como estadio quirúrgico. En algunas ocasiones si el examen físico, las imágenes y otras pruebas que puedan mostrar si el tumor es demasiado grande o se ha propagado a órganos cercanos y no se puede extirpar mediante cirugía de inmediato o en absoluto. En este caso el cáncer tendrá un estadio clínico basándose en el examen físico, la biopsia y el diagnóstico por imágenes.

Estadio 0:

- Tis-N0-M0
- El tumor se encuentra confinado a las capas más superficiales del epitelio de los conductos pancreáticos, sin invasión del tejido profundo. No existe diseminación a ganglios linfáticos regionales ni metástasis a distancia. Este estadío incluye lesiones precursoras de alto grado, como la neoplasia intraepitelial pancreática de alto grado, la neoplasia mucinosa papilar intraductal con displasia de alto grado, la neoplasia tubulopapilar intraductal con displasia de alto grado y la neoplasia quística mucinosa con displasia de alto grado.

Estadio 1: enfermedad localizada al páncreas

- Estadio 1A
- T1-N0-M0
- Tumor confinado al páncreas con un diámetro máximo de hasta 2 cm, sin compromiso ganglionar ni metástasis.
- Estadio 1B
- T2-N0-M0
- Tumor limitado al páncreas, mayor de 2 cm, pero no superior a 4 cm, sin diseminación ganglionar ni a distancia.

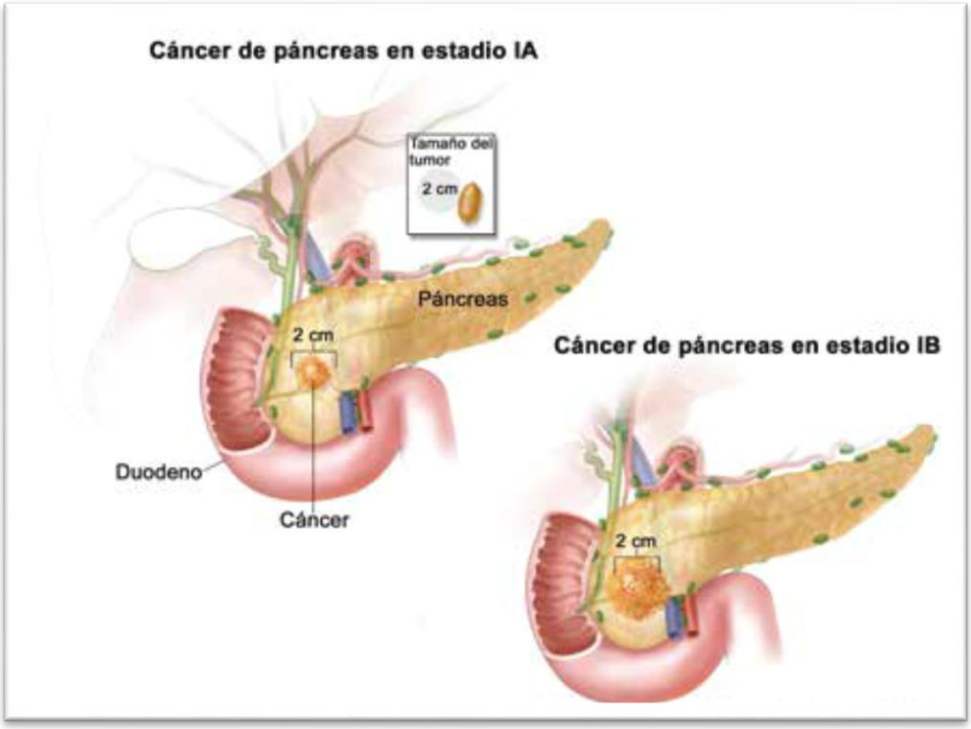


Fig. 12. Imagen ilustrada de los diferentes tamaños de tumor y estadios en el cáncer de páncreas. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad de las Américas.

Estadio 2: tumor localizado avanzando o con compromiso ganglionar limitado.

- Estadio 2A
- T3-N0-M0
- Tumor confinado al páncreas, mayor de 4 cm sin metástasis ganglionares ni a distancia.
- Estadio 2B
- T1-T3-N1-M0
- Tumor confinado al páncreas, de cualquier tamaño hasta T3, con diseminación a 1 a 3 ganglios linfáticos regionales, sin metástasis a distancia.

Estadio 3: enfermedad localmente avanzada

- Corresponde a tumores sin metástasis a distancia, pero con extensa afectación ganglionar o invasión vascular mayor.
- T1-T3 con N2 (mayor o igual de4 ganglios comprometidos) M0, también T4 con cualquier N y M0, donde el tumor invade grandes vasos como la arteria mesentérica superior, tronco celíaco o la arteria hepática común, lo que generalmente lo hace irresecable.

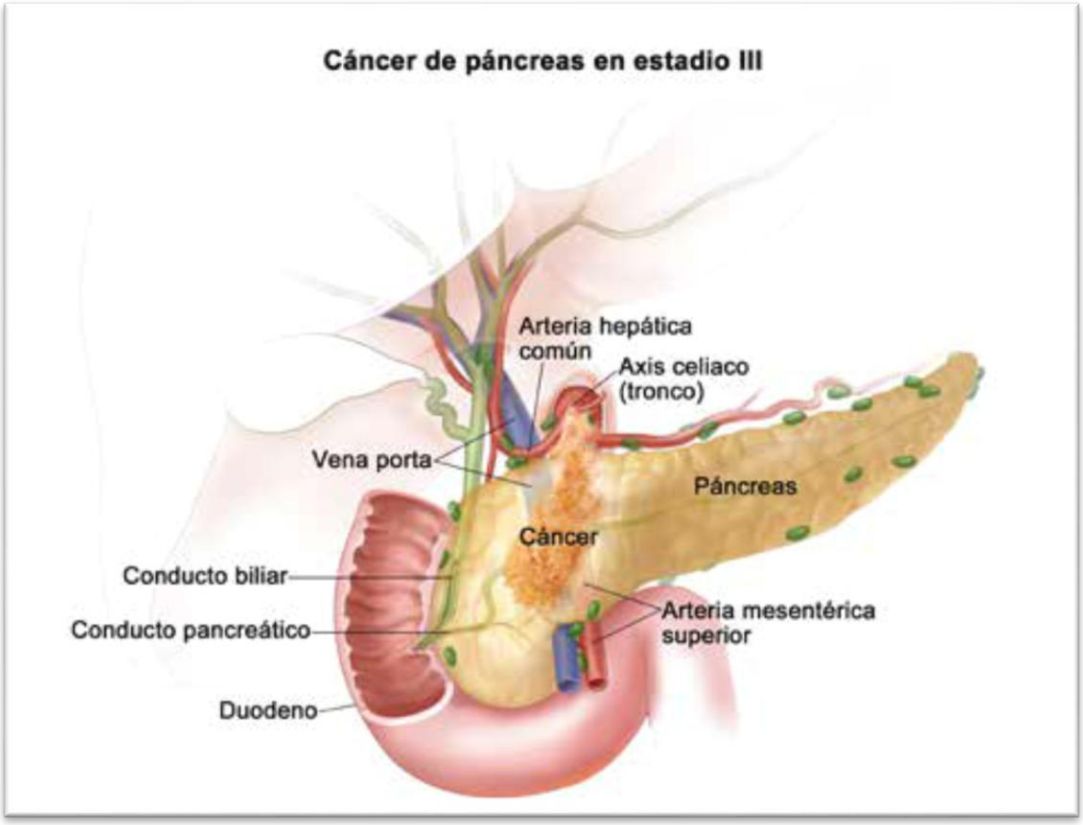


Fig. 13. *Imagen ilustrada de la localización del adenocarcinoma pancreático en estadío III. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad de las Américas.*

Estadio 4: enfermedad metastasica

- Cualquier T- Cualquier N- M1
- Existe diseminación a órganos distantes, como hígado, peritoneo, pulmones o el sistema osteológico, independientemente del tamaño tumoral o el estado ganglionar.

Categorías complementarias:

- TX: no es posible evaluar el tumor primario.
- T0: no hay evidencia de tumor primario.
- NX: no puedan evaluarse los ganglios regionales.

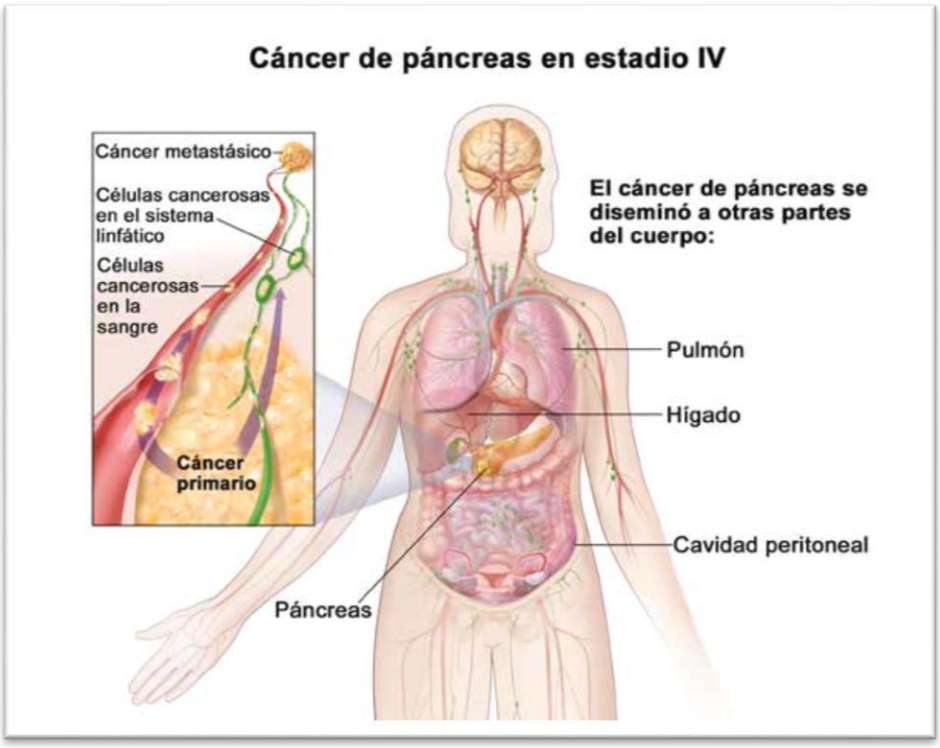


Fig. 14. *Esquema del cáncer de páncreas en estadio IV, que muestra el tumor primario pancreático y su diseminación metastasica por vía hematógena y linfática hacia hígado, pulmón y cavidad peritoneal. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad de las Américas.*

Criterios de resecabilidad

Cáncer de páncreas resecable versus irresecable

Si bien el sistema de estatificación TNM del AJCC describe con precisión la extensión anatómica del tumor, en la práctica clínica el abordaje terapéutico del cáncer de páncreas se basa en una clasificación funcional, que agrupa a los tumores según su posibilidad de resección quirúrgica completa. Esta clasificación es determinante para la planificación del tratamiento y divide a los tumores pancreáticos en resecables, borderline resecables o resecables limite e irresecables subdivididos en localmente avanzados o metastásico.

Cáncer de páncreas resecables

Se considera resecable aquel cáncer confinado al páncreas o con mínima extensión local, en el cual los estudios de diagnóstico por imágenes indican que el tumor puede ser extirpado completamente mediante cirugía, sin invasión significativa de estructuras vasculares mayores.

Se debe destacar que la resecabilidad preoperatorio se establece sobre la base de métodos de diagnóstico por imágenes, principalmente tomografía computada multicorte y resonancia magnética. En algunos casos los tumores que aparentan ser resecables pueden demostrarse irresecables durante el acto quirúrgico, al evidenciarse infiltración vascular o diseminación no

detectada previamente. En estas situaciones la cirugía radical se suspende limitando la intervención a procedimientos diagnósticos o paliativos, con el fin de evitar morbilidad innecesaria.

Cáncer de páncreas resecable limite

El término "resecable limite" se utiliza para describir tumores que presentan contacto o compromiso parcial de vasos sanguíneo mayores, como la arteria mesentérica superior, la vena mesentérica superior o la vena porta, sin invasión extensa ni oclusión completa.

En estos casos la resección quirúrgica primaria no suele ser la primera opción. Habitualmente se indica el tratamiento, que es uso de quimioterapia sola o la combinación con radioterapia, con el objetivo de reducir el volumen tumoral, disminuir la infiltración vascular y aumentar la probabilidad de lograr una resección completa con márgenes negativos.



Fig. 15. *Esquema comparativo del adenocarcinoma pancreático según criterios de resecabilidad: tumor resecable sin compromiso vascular significativo, resecable límite con contacto parcial vascular y localmente avanzado con invasión extensa de vasos mayores. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad de las Américas.*

Cáncer de páncreas irresecable

Aquellos tumores irresecables son aquellos que no pueden ser extirpados completamente mediante cirugía.

Irresecable localmente avanzando

Aquellos tumores sin metástasis a distancia, pero con invasión extensa de grandes vasos, lo que impide una resección completa. En estos casos la cirugía radical no ofrece beneficios oncológicos y se asocia a elevada morbilidad. El tratamiento se orienta principalmente a quimioterapia sistémica y en casos específicos radioterapia. Los procedimientos quirúrgicos que puedan realizarse tiene un objetivo paliativo como aliviar obstrucciones biliares o digestivas.

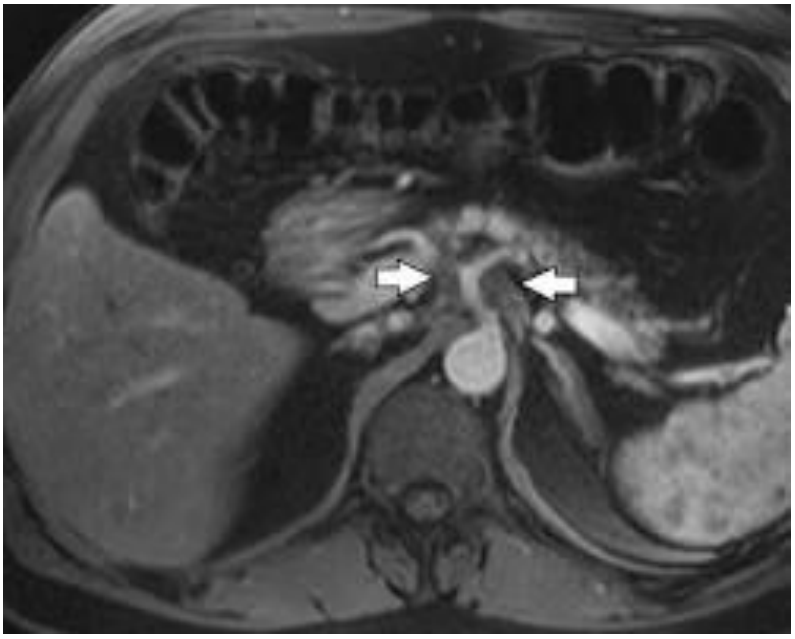


Fig. 16. Hombre de 49 años con carcinoma pancreático localmente avanzado. La imagen axial de RM con eco de gradiente de supresión grasa, potenciada en T1 y realzada con gadolinio, muestra tejido blando con realce anormal (flechas) alrededor de la arteria celíaca, lo cual sugiere un encapsulamiento vascular. Miller, F. H., Rini, N. J., & Keppke, A. L. (2006). MRI of adenocarcinoma of the pancreas. American Journal of Roentgenology, 187(4), W365-W374.

Irresecable metastásico

Incluye los tumores con diseminación a órganos distantes, como hígado, peritoneo, pulmones o sistema osteológico en un estadio 4. En este grupo la cirugía no tiene una finalidad curativa. El manejo es sistemático y paliativo, orientado a prolongar la supervivencia y mejorar la calidad de vida.

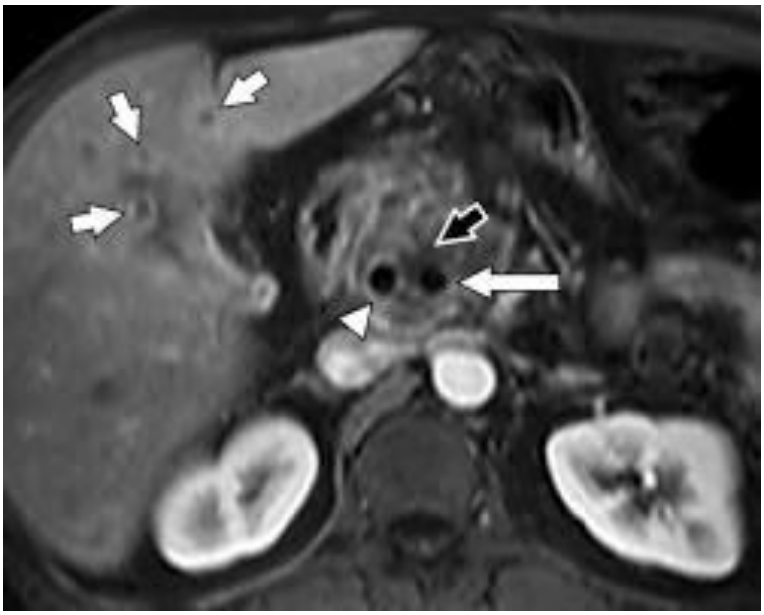


Fig. 17 Hombre de 55 años con adenocarcinoma pancreático y sospecha de metástasis hepáticas mostradas por resonancia magnética pero discretas en la TCMD. La imagen de RM con eco de recuerdo de gradiente con supresión de grasa potenciada en T1 con realce de gadolinio en fase arterial axial realizada 3 días después de la TCMD muestra varias lesiones hepáticas con realce en anillo (flechas blancas cortas) sugestivas de metástasis hepáticas. Estas lesiones no eran brillantes en las imágenes potenciadas en T2, lo que sugiere lagos biliares o abscesos. El paciente estaba afebril. Estas lesiones eran discretas en la TCMD. Hay un artefacto de susceptibilidad debido al stent biliar (punta de flecha) con conducto pancreático dilatado adyacente en face (flecha larga). Nótese la masa hipointensa mal definida (flecha negra) en la cabeza pancreática. Miller, F. H., Rini, N. J., & Keppke, A. L. (2006). MRI of adenocarcinoma of the pancreas. American Journal of Roentgenology, 187(4), W365-W374.

Otros factores sobre los pronósticos relevantes
Aunque no forma parte del sistema TNM, existen factores adicionales que influyen significativamente en el pronóstico y la estrategia terapéutica.

Grado histológico del tumor
Se expresa a nivel de diferenciación celular:

- G1 (bien diferenciado): arquitectura similar al tejido pancreático normal.
- G2 (moderadamente diferenciado): características intermedias.
- G3 (pobremente diferenciado): células muy atípicas, alta agresividad biológica

Aquellos tumores de alto grado se asocian a mayor velocidad de crecimiento, mayor capacidad de invasión y peor pronostico.

Extensión de la resección quirúrgica
En aquellos pacientes sometidos a cirugía, la clasificación R evalúa la presencia de tumor residual:

- R0: resección completa, sin evidencia macro ni microscópica de tumor.
- R1: ausencia de tumor macroscópico, pero con márgenes microscópicamente comprometidos.
- R2: persistencia de tumor macroscópico.

Marcador tumoral CA 19-9
El antígeno carbohidrato 19-9 (CA 19-9) es el marcador tumoral más utilizado en cáncer de páncreas. Su valor es fundamentalmente pronóstico y de seguimiento, ya que niveles elevados suelen correlacionarse con mayor carga tumoral. La disminución de CA 19-9 tras la resección quirúrgica se asocia a una mejor evolución clínica. Sin embargo, su interpretación deber ser cautelosa, dado que puede elevarse en patologías benignas como colestasis, colangitis u obstrucción biliar que algunos pacientes no lo expresan.

Fundamentos de la resonancia magnética

Definición de resonancia magnética
La resonancia magnética es una técnica de diagnóstico por imágenes basada en la interacción entre un campo magnético externo intenso, pulsos de radiofrecuencia y núcleos atómicos, principalmente

los protones de hidrogeno presentes en los tejidos biológicos. Cuando el cuerpo humano se introduce en un campo magnético estático los protones se alinean con dicho campo. Posteriormente al aplicar ondas electromagnéticas de radiofrecuencia en una frecuencia específica, estos núcleos absorben energía y entran en un estado de resonancia.
La formación se fundamenta en la detección de la energía libreada por los protones al retornar a su estado de equilibrio, proceso conocido como relajación. Durante este fenómeno los tejidos emiten señales electromagnéticas que son captadas por antenas receptoras y procesadas por sistemas informáticos. Las diferencias en los tejidos de relajación, ya sea T1 o T2, y en la densidad protónica permiten generar contraste entre los distintos tejidos
La resonancia magnética posibilita la obtención de imágenes multiplanares de alta resolución espacial con un excelente contraste tisular sin la utilización de radiación ionizante, lo que la convierte en una herramienta fundamental para el estudio anatómico y funcional de múltiples sistemas orgánicos.

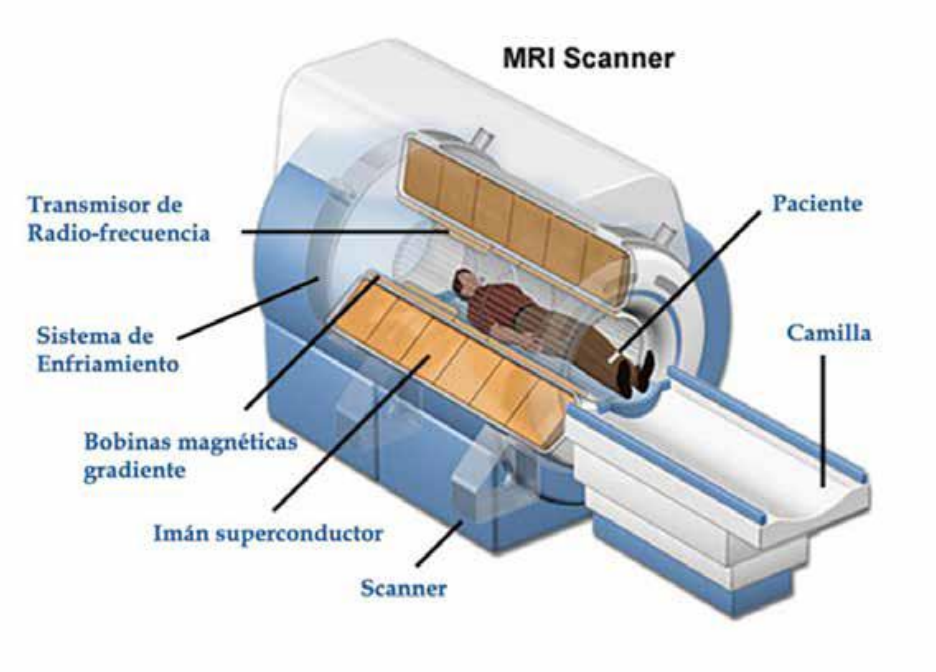


Fig. 18 Esquema de un equipo de resonancia magnética que muestra sus componentes principales: imán superconductor, bobinas de gradiente, sistema de radiofrecuencia y sistema de enfriamiento. Pérez, J., & Sandoval, J. (2022). Guía Anatomía Páncreas. Escuela de Kinesiología, Facultad de Salud, Universidad de las Américas.

Campos magnéticos y electricidad

Desde un punto de vista físico, los campos magnéticos se originan a partir de partículas como carga eléctrica en movimiento. La carga eléctrica constituye una propiedad intrínseca y fundamental de las partículas elementales que conforman la materia.

En condiciones normales, la materia presenta un equilibrio entre cargas positivas y negativas, por lo que resulta eléctricamente neutra. Un cuerpo se considera eléctricamente cargado cuando existe un exceso de cargas de uno u otro signo, lo que le permite ejercer fuerzas eléctricas sobre otros cuerpos cargados, con atracción entre cargas opuestas y repulsión entre cargas iguales. Cuando estas cargas se encuentran en movimiento, surge además la interacción magnética.

Toda fuerza está asociada a la presencia de un cuerpo. En este contexto se distinguen el campo eléctrico y el campo magnético, ambos definidos como magnitudes vectoriales caracterizadas por módulo, dirección y sentido. Mientras que la carga eléctrica es el elemento básico del campo eléctrico, el campo magnético tiene como unidad fundamental el dipolo o momento magnético. Este momento magnético es un vector perpendicular a la dirección del movimiento de las cargas que lo generan, como ocurre con los electrones en su movimiento orbital alrededor del núcleo atómico.

Núcleo atómico y propiedades magnéticas

El átomo está constituido por protones y neutrones, localizados en una región central denominada núcleo, y por electrones que giran alrededor de este núcleo en una región denominada corteza. Aunque la corteza ocupa un volumen considerablemente mayor, prácticamente toda la masa del átomo se concentra en el núcleo. El número total de protones y neutrones recibe el nombre de numero másico.

Los protones poseen carga positiva, mientras que los electrones tienen carga negativa. En un átomo eléctricamente neutro, el número de protones es igual al de electrones. El número de protones define el número atómico y determina el elemento químico, mientras que la variación en el número de neutrones da lugar a los distintos isotopos de un mismo elemento. El hidrógeno es el elemento más simple, ya que su núcleo está constituido por un único protón.

En resonancia magnética se utilizan principalmente los átomos de hidrogeno debido a su abundancia en el organismo humano, asociada a la elevada proporción de agua en los tejidos. El núcleo del hidrogeno, compuesto por un solo protón, presenta un movimiento intrínseco de rotación sobre su propio eje denominado espín. Este espín confiere al protón un comportamiento magnético, actuando como un pequeño imán.

En ausencia de un campo magnético externo, los momentos magnéticos de los protones se orienta de forma aleatoria, anulándose mutuamente y dando lugar a un estado de equilibrio electromagnético. Este comportamiento cambia de manera significativa cuando el organismo es sometido a un campo magnético externo intenso.

Alineación de protones y estados energéticos

Al introducir al paciente en el campo magnético, los protones de los átomos de hidrogeno se alinean respecto a dicho campo, adoptando dos posibles orientaciones: paralela o antiparalela. La orientación paralela corresponde a un estado de baja energía, mientras que la antiparalela representa un estado de mayor energía. Aunque la distribución entre ambos estados es casi equitativa, existe un pequeño exceso de protones en estado paralelo, lo que permite la generación de una magnetización neta detectable.

La diferencia de energía entre amos estados es proporcional a la intensidad del campo magnético aplicado, razón por lo cual campos magnéticos más intensos generan una mayor señal de resonancia magnética. Los campos magnéticos se miden en Tesla.

Movimiento de precesión y ecuación de Larmor

La alineación de los protones con el campo magnético externo no es estática, sino que se acompaña de un movimiento denominado precesión, similar al movimiento de una peonza. Durante este proceso, el eje del protón describe una trayectoria circular alrededor de la dirección del campo magnético hasta alcanzar el equilibrio.

la velocidad a la que los protones giran alrededor del campo magnético se denomina frecuencia de Larmor. Esta frecuencia depende directamente de la intensidad del campo magnético externo y de una constate propia de cada tipo de núcleo llamada constante giromagnética. Esta relación se expresa mediante la ecuación de Larmor.

Magnetización longitudinal

La suma vectorial de los momentos magnéticos individuales de todos los protones genera un vector de magnetización neta. En equilibrio, este vector se orienta en la misma dirección que el campo magnético externo, definiéndose como magnetización longitudinal, alineada con el eje z.

La magnitud de la magnetización longitudinal depende de la densidad de protones del tejido, de modo que los tejidos con mayor contenido de hidrogeno generan una señal más intensa. Sin embargo, esta magnetización no es directamente detectable, ya que se encuentra paralela al campo magnético externo.

Para obtener señal de resonancia magnética, es necesario aplicar pulsos de radiofrecuencia que modifiquen la orientación de la magnetización, un pulso de 90° desplaza la magnetización longitudinal hacia el plano transversal, mientras que un pulso de 180° invierte su orientación con respecto al eje longitudinal.

Magnetización trasversal

Tras aplicar un pulso de radiofrecuencia de 9°, se genera una magnetización transversal, perpendicular al campo magnético principal, capaz de inducir una señal eléctrica en las bobinas receptoras. Esta señal inicial recibe el nombre de FID (Free Induction Decay) y corresponde a una señal sinusoidal amortiguada.

Una vez cesado el pulso de radiofrecuencia, los protones liberan la energía absorbida y retornan progresivamente al estado de equilibrio mediante un proceso denominado relajación. Esto ocurre a través de dos mecanismos que suceden en simultáneo, la relajación longitudinal (T1) que se asocia a la recuperación de la magnetización en el eje Z, y la relajación trasversal (T2) relacionada con la perdida de coherencia de fase de los protones en el plano transversal.

El tiempo de relajación T1 se define como el tiempo necesario para recuperar el 63% de la magnetización longitudinal, mientras que el tiempo T2 corresponde al intervalo requerido para la pérdida del 63% de la magnetización trasversal. Ambos parámetros dependen de las características moleculares del tejido y constituyen la base del contaste tisular en resonancia magnética.

Contraste T1 Y T2

El contraste en resonancia magnética se basa principalmente en las diferencias en los tiempos de relajación T1 y T2 de los tejidos, lo que permite distinguir estructuras normales y patológicas con gran sensibilidad

El tiempo de relajación T1 expresa la velocidad con la que los protones recuperan su magnetización longitudinal luego de haber sido excitados por un pulso de radiofrecuencia. Los tejidos con T1 corto, como la grasa, recuperan rápidamente dicha magnetización y por este motivo se visualizan hiperintensos en las secuencias potenciadas en T1. En cambio, los tejidos con T1 prolongado, como el líquido cefalorraquídeo, tardan más en recuperar el equilibrio y se observan hipointensos. Este tipo de contraste resulta específicamente útil para la evaluación anatómica, la delimitación de estructuras y el estudio de lesiones que contiene grasa o sustancias paramagnéticas.

El tiempo de relajación T2 describe la velocidad con la que los protones pierden la coherencia de fases en el plano transversal. Los tejidos con T2 largo, caracterizados por un alto contenido de agua como el líquido cefalorraquídeo, quistes, inflamación o edema, mantienen la señal durante más tiempo y se visualizan hiperintensos en secuencias potenciadas en T2. Por el contrario, los tejidos con T2 corto, como la grasa compacta, el musculo o las estructuras fibrosas, pierden señal rápidamente y se observan más hipointensos. El contraste T2 es especialmente valioso para la detección de patología, ya que la mayoría de los procesos patológicos se asocian a un aumento del contenido hídrico.

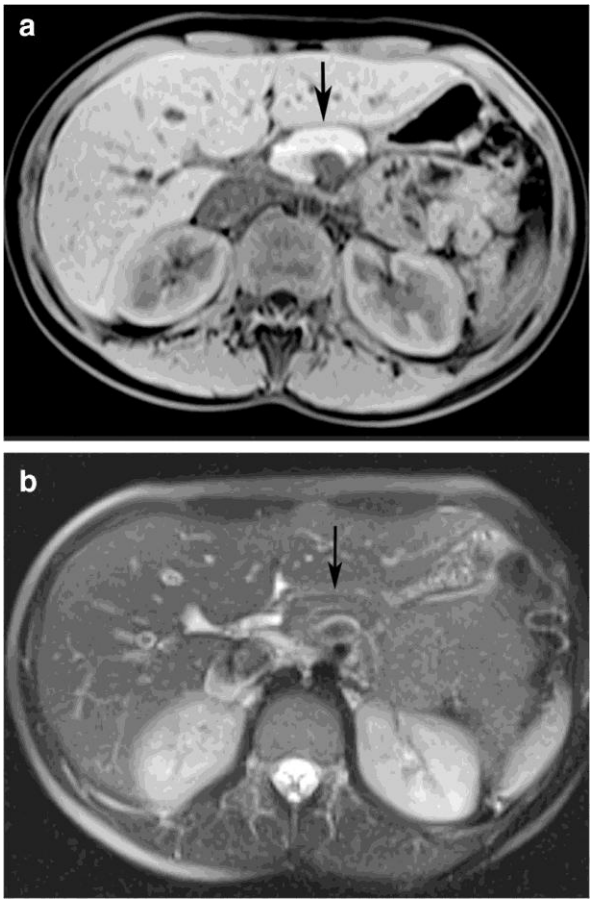


Fig. 19. Páncreas normal en la resonancia magnética de una niña de 12 años. a, b Las imágenes axiales ponderadas en T1 (a) y axiales ponderadas en T2 con saturación de grasa (b) del páncreas (flecha) muestran una señal alta normal en la secuencia ponderada en T1. Observe cómo el páncreas muestra la señal más alta en el campo de visión. En las imágenes ponderadas en T2, el páncreas normal muestra la señal más baja en el abdomen superior, especialmente en comparación con los riñones y el bazo.

Componentes de un sistema de resonancia magnética

El sistema de resonancia magnética está constituido por un conjunto de componentes especializados que actúan de manera integrada para generar, modificar, recibir y procesar la señal. La consolidación del equipo permite la manipulación de los estados energéticos de los protones para convertirlo en datos digitales procesables. El funcionamiento coordinado de estos elementos permite pasar de la física a la representación anatómica y funcional del cuerpo humano.

Gantry

El gantry es la estructura física y mecánica de forma ovalada que constituye el cuerpo principal del equipo de resonancia magnética. Su función primordial es albergar y proteger de manera integrada todos los componentes críticos necesarios para la generación y recepción de la señal, incluyendo el imán principal, las bobinas de gradiente, las bobinas de radiofrecuencia de cuerpo y los sistemas de homogeneización. Esta carcasa no solo cumple un rol estético y de soporte, sino que actúa como

una interfaz técnica compleja que garantiza la estabilidad del campo magnético y el aislamiento térmico y acústico necesario para el correcto funcionamiento de los componentes internos.

Un aspecto importante de él es el diámetro de su apertura central, los equipos de alto campo presentan aperturas que varían generalmente entre los 60 y 70 centímetros. La amplitud de este diámetro es fundamental para el confort del paciente, especialmente en estudios oncológicos de abdomen donde se requiere el uso de bobinas de superficie voluminosas y, en ocasiones, técnicas de sincronización respiratoria. Desde el punto de vista operativo, el gantry incorpora en su interior sistemas de iluminación, ventilación y láseres de posicionamiento, los cuales permiten centrar la región anatómica de interés exactamente en el isocentro del imán, donde la homogeneidad del campo magnético es máxima.

Contiene la infraestructura necesaria para el mantenimiento de la superconductividad, como el criostato, un recipiente de doble pared que almacena el helio líquido a temperaturas extremas. Asimismo, el gantry está equipado con sistemas de seguridad críticos, como el conducto de emergencia para la evacuación de gases o "quench pipe", y sistemas de comunicación bidireccional que permiten al personal interactuar con el paciente durante la exploración.

Bobinas de gradiente

Son electroimanes diseñados para producir variaciones lineales y controladas en la intensidad del campo magnético estático a lo largo de las tres dimensiones del espacio (ejes X, Y y Z). Estas bobinas se encuentran ubicadas inmediatamente después del imán principal y su función es la codificación espacial de la señal. Al activar los gradientes, el campo magnético deja de ser uniforme de manera intencionada, provocando que los protones precesen a frecuencias ligeramente distintas según su posición. Esta diferencia de frecuencias es lo que permite al sistema identificar de qué región anatómica proviene cada señal y transformar los datos del espacio K en una imagen con sentido espacial.

El rendimiento de estas bobinas se mide a través de su amplitud y su velocidad de conmutación. Estos parámetros son determinantes para la calidad de las imágenes, ya que condicionan la resolución espacial y la rapidez con la que se pueden adquirir las secuencias. En el estudio del abdomen, unos gradientes potentes son esenciales para realizar secuencias de difusión (DWI) de alta calidad y para lograr apneas cortas y efectivas. Además, la rápida activación y desactivación de la corriente eléctrica a través de estas bobinas es la causa mecánica del ruido acústico característico y de las vibraciones que se perciben durante la exploración.

Bobinas de radiofrecuencia de cuerpo

La bobina de radiofrecuencia de cuerpo es una antena de gran tamaño integrada de forma permanente y circular en la estructura interna del gantry, rodeando directamente el túnel del equipo. A diferencia de las antenas de superficie que se colocan sobre el paciente, es una antena de volumen diseñada para ofrecer una sensibilidad y una homogeneidad de campo de radiofrecuencia muy uniformes en un área extensa. Su función principal es actuar como antena transmisora, encargándose de enviar los pulsos de radiofrecuencia necesarios para excitar los protones en todo el volumen anatómico que se encuentra dentro del isocentro.

Aunque su rol principal es la transmisión, la bobina de cuerpo también puede funcionar como receptora en ciertos protocolos o cuando no se dispone de una antena específica para una región determinada. Sin embargo, debido a su mayor distancia respecto a los órganos internos, su relación señal-ruido es inferior a la de las antenas de superficie multicanal. Esta bobina principalmente se utiliza frecuentemente para obtener imágenes de localización o para realizar estudios de grandes segmentos corporales donde la uniformidad de la señal es más importante que la resolución de detalle fino.

Además, la bobina de cuerpo juega un papel crítico en la seguridad del paciente, ya que es el componente responsable del depósito de energía térmica en el organismo, medido a través de la Tasa de Absorción Específica (SAR).

Imán

Es el componente central del sistema y su función es generar un campo magnético externo intenso, estable y altamente homogéneo, dentro del cual se situa el paciente para alinear los momentos magnéticos de los protones de hidrogeno. La intensidad del campo se mide en Tesla (T) y es un factor determinante en la magnetización neta longitudinal, a mayor intensidad del campo mayor es la diferencia de poblaciones energéticas y por lo tanto mayor es la señal disponible para la formación de la imagen. Se emplean principalmente equipos de alto campo, 1.5 Tesla o 3 Tesla.

Clasificación de los imanes:

Los imanes más utilizados son los superconductores, que utilizan bobinas de aleaciones metálicas enfriadas con helio líquido a temperaturas criogénicas. Este enfriamiento anula la resistencia eléctrica permitiendo que la corriente circule de forma permanente y genere campos magnéticos de gran estabilidad y homogeneidad, requisitos indispensables para técnicas avanzadas. Por otro lado, los imanes permanentes ofrecen un bajo costo operativo pero una menor potencia, mientras que los resistivos generan el campo mediante corriente eléctrica convencional, lo que implica un alto consumo energético y una menor estabilidad térmica.

Homogeneización del campo

La homogeneidad del campo magnético es un parámetro critico que describe el grado de uniformidad del vector B0 dentro del volumen de estudio. Un campo inhomogéneo provoca que los protones precesen a frecuencias de Larmor distintas según su ubicación espacial, lo que deriva en una pérdida de señal, falta de nitidez y la aparición de artefactos de distorsión. Estas variaciones afectan gravemente la calidad diagnóstica, siendo especialmente perjudiciales para las técnicas de saturación grasa, las cuales dependen de una frecuencia de resonancia precisa y constante en todo el campo de visión.

Para corregir las irregularidades del campo, ya sean causadas por defectos estructurales de la fabricación del imán o por el efecto de susceptibilidad magnética de la propia anatomía del paciente, se utiliza el proceso denominado SHIMMING. El Shimming pasivo se lleva a cabo durante la fase de instalación del equipo mediante la colocación estratégica de láminas o cuñas de material ferromagnético en el interior del gantry. El objetivo de este procedimiento es compensar las desviaciones permanentes del imán para establecer una uniformidad estructural de base

Por otro lado, el Shimming activo complementa la corrección mediante el uso de bobinas electromagnéticas correctoras integradas que generan campos magnéticos secundario variables. A diferencia del método pasivo, este ajuste se realiza de forma electrónica y puede optimizarse

automáticamente antes de cada secuencia para adaptarse a la geometría y composición específica de cada paciente. Una correcta homogeneización a través del Shimming activo es el pilar fundamental que permite la implementación confiable de técnicas avanzadas y sensibles, como la imagen pondera por difusión.

Sistema de gradiente

Las bobinas de gradiente consisten en un conjunto de electroimanes superpuestos al imán principal que tiene la función primordial de producir variaciones lineales y controladas del campo magnético en los ejes espaciales X, Y y Z. esta modificación intencionada del campo magnético estático permite la codificación espacial de la señal, un proceso esencial para localizar el origen exacto de cada pulso de radiofrecuencia emitido por los tejidos. Al alterar el campo de forma lineal, los protones situados en diferentes posiciones dentro del imán precesan a frecuencia ligeramente distintas, lo que permite al sistema identificar y mapear la procedencia de la señal para reconstruir la imagen en los diferentes planos anatómicos.

El funcionamiento de estos sistemas interviene en tres procesos fundamentales de la adquisición de datos radiológicos. En primer lugar, el gradiente aplicado generalmente en el eje Z permite la selección de corte determinado tanto el grosor como la orientación de la sección anatómica bajo estudio. De manera complementaria, los gradientes se utilizan para la codificación de fase, asociada habitualmente en el eje Y, y la codificación de frecuencia, asociada al eje X. a través de esta manipulación coordinada de los ejes espaciales el equipo de resonancia magnética logra asignar una forma única de fase y frecuencia a cada señal recibida por las antenas facilitando así su organización precisa dentro de la matriz de la imagen.

El rendimiento y la potencia del sistema de gradientes se define por parámetros técnicos críticos como su amplitud máxima, el tiempo de subida y la velocidad de subida. Estos factores condicionan no solo la resolución espacial y la velocidad total de la adquisición, sino también la viabilidad de implementar estudios avanzadas y técnicamente exigentes como la difusión o la perfusión. Sin embargo, la operación de estos electroimanes conlleva efectos físicos secundarios, su rápida activación y desactivación genera vibraciones mecánicas responsables del ruido acústico característico de la exploración, así como la formación de corrientes inducidas que deben ser mitigadas mediante técnicas de blindaje activo para evitar la degradación de la calidad de la imagen.

Sistema de radiofrecuencia

El sistema de radiofrecuencia desempeña un papel crítico en la obtención de imágenes, es el medio de comunicación energética entre el equipo y los núcleos atómicos del paciente. Su función primaria consiste en la generación y transmisión de pulsos electromagnéticos de radiofrecuencia destinados a excitar los protones de hidrógeno. Para que el fenómeno de la resonancia magnética ocurra de manera efectiva la frecuencia del pulso emitido debe coincidir con precisión con la frecuencia de Larmor, la cual es proporcional a la intensidad del campo magnético estático y específica para cada núcleo atómico.

Una vez que el pulso de excitación cesa, el sistema transita hacia su segunda función fundamental, la recepción de la señal emitida por los protones durante su proceso de relajación. Debido a que la energía liberada por los tejidos extremadamente débil, la calidad del sistema receptor resulta determinante para el éxito de la exploración. En este contexto, las antenas o bobinas de radiofrecuencia se convierten en las responsables directas de la relación señal-ruido, factor que

define la claridad de la imagen y la capacidad de distinguir estructuras anatómicas sutiles frente al ruido electrónico de fondo

La tecnología de las antenas ha evolucionado hacia sistemas multicanal que permiten adquirir un mayor volumen de información de forma simultáneas, mejorando la señal y acelerando significativamente los tiempos de estudio. Según su configuración y el área de interés estas antenas se clasifican en transmisoras, receptoras o mixtas. Asimismo, se selecciona basándose en la región anatómica a estudiar, distinguiéndose las antenas de volumen que evalúan la estructura, las de superficie, que se adaptan a la anatomía externa, y las endocavitarias, que se introducen para obtener una señal de alta resolución en órganos específicos.

Mesa del equipo

La mesa del equipo es un componente mecánico cuya función primordial es permitir el posicionamiento exacto del paciente dentro del isocentro del imán. El isocentro representa el punto de máxima homogeneidad del campo magnético estático, por lo que centra la región anatómica de interés en este espacio es una condición indispensable para minimizar las distorsiones geométricas y garantizar la calidad de la señal.

La mesa debe estar fabricada integradamente con materiales no ferromagnéticos y estrictamente compatible con el entorno de resonancia magnética para evitar interacciones con el campo principal. Su diseño permite desplazamiento motorizados tano longitudinal como vértices facilitando el acceso de pacientes con movilidad reducida permitiendo una transición fluida hacia el interior del gantry. La superficie suele incorporar sistema de rieles y soportes ergonómicos que aseguran la inmovilización del paciente, factor clave para evitar artefactos de movimiento.

La mesa actúa como la interfaz de conexión fisica para las antenas de radiofrecuencia. Posee puertos integrados que permiten acoplar las boinas de superficie y las bobinas multicanal de manera segura, transmitiendo la señal captada hacia los sistemas de procesamiento.

Sistema de adquisición

El sistema de adquisición constituye el núcleo informativo y operativo de la unidad, ubicándose físicamente en la sala de control para aislarlo de las interferencias magnéticas del imán. Esta interfaz permite que el profesional pueda seleccionar las secuencias de pulsos adecuadas, ajustar los parámetros técnicos (como TR, TE, matriz o NEX) y supervisar en tiempo real el desarrollo de la exploración. A través de este sistema se monitorizan constantemente variables criticas de seguridad como la Tasa de Absorción Específica para asegurar que el depósito de energía térmica no exceda los límites permitidos.

Una vez que las antenas captan los pulsos de radiofrecuencia emitidos por los tejidos, el sistema de adquisición se encarga de procesar estas señales analógicas extremadamente débiles. Mediante complejos algorítmos matemáticos, principalmente la Transformada Rápida de Fourier, el procesador convierte los datos de fase y frecuencia registrados en el espacio K en imágenes digitales con una anatomía reconocible. Este proceso de reconstrucción es instantáneo, lo que permite al técnico evaluar la calidad diagnóstica de la imagen de manera inmediata y decidir si es necesario repetir alguna adquisición o añadir secuencias complementarias.

En la etapa final del flujo de trabajo, las imágenes reconstruidas son almacenadas digitalmente en bases de datos locales antes de ser enviadas a sistemas de archivo y comunicación. El sistema de adquisición garantiza que los archivos cumplan con el estándar internacional DICOM, lo que

permite su integración con el sistema PACS de la institución y el acceso remoto por parte de los médicos especialistas para su informe.

Sala de resonancia magnética

Debe estar diseñada bajo estrictos criterios técnicos y de seguridad. La característica estructural más relevante es la jaula de Faraday, un blindaje compuesto por mallas de cobre o láminas de aluminio que recubre las paredes, el techo y el suelo de la sala. Su función primordial es impedir la entrada de interferencias electromagnéticas externas que son provenientes de radiofrecuencias ambientales, motores o dispositivos electrónicos, que podrían ser captadas por las antenas del equipo, generando ruido o artefactos que degradarían la señal biológica del paciente.

Además del blindaje de radiofrecuencia, el diseño de la sala debe contemplar la gestión del campo marginal del imán. El campo magnético estático se extiende más allá de la estructura física del equipo, lo que exige una delimitación estricta de las áreas de seguridad basada en las líneas de Gauss. Es fundamental el control de accesos mediante señalización específica y sistemas de detección de metales para prevenir el "efecto proyectil", donde objetos ferromagnéticos pueden ser atraídos violentamente hacia el imán.

La disposición interna de la sala requiere que todo el equipamiento presente sea estrictamente compatible con resonancia magnética. Esto incluye camillas, sistemas de monitorización de signos vitales, inyectores de contraste y soportes de antenas, los cuales deben estar fabricados con materiales no ferromagnéticos para evitar interacciones con el campo magnético.

Secuencias y parámetros

Las secuencias consisten en las combinaciones específicas y temporizadas de pulsos de radiofrecuencia y gradiente de campo magnético. Cada secuencia va a determinar cómo se excitan los protones, como se manipula su fase y frecuencia, y en qué momento se va a recoger la señal. Cada secuencia posee una serie de parámetros modificables que el técnico puede ajustar según el tipo de equipo, región anatómica y la patología en estudio. Estos parámetros controlan directamente la intensidad de señal, el contraste tisular, la resolución espacial y el tiempo total de adquisición. Por lo tanto, no existen secuencias que sean universales, sino que se encuentran protocolos adaptados al objetivo del diagnostico.

La calidad de una imagen de resonancia magnética se fundamenta en el equilibrio de cuatro parámetros, el tiempo de adquisición, la relación señal-ruido, el contraste y por último la resolución espacial. La modificación de uso de estos factores impacta inevitablemente sobre los demás.

Tiempo de adquisición

Es el tiempo total requerido para completar una secuencia y adquirir todos los datos necesarios para reconstruir una imagen. En secuencias convencionales, depende fundamentalmente del tiempo de repetición, del número de pasos de codificación de fase y del número de excitaciones, puede reducirse mediante el uso de factores o técnicas de adquisiciones en paralelo. Es un parámetro crítico, ya que a mayor duración del estudio aumenta significativamente, generando artefactos que deterioran la calidad de la imagen.

Tiempo de repetición

Es el intervalo entre dos pulsos consecutivos de radiofrecuencia. Este parámetro controla la cantidad de recuperaciones de la magnetización longitudinal y determina en gran medida la ponderación T1 de la imagen. En tiempos de repetición cortos va a favorecer el contraste en T1,

mientras que un tiempo de repetición largo reducen las diferencias T1 entre tejidos, disminuyendo este tipo de contraste.

Tiempo de eco

Es el intervalo entre la aplicación del pulso de radiofrecuencia y el momento en que se registra el máximo de señal, representa el tiempo durante el cual la magnetización transversal se ve afectada por los procesos de desfasaje y relajación trasversal. El tiempo de eco controla el grado de relajación T2 que ocurren antes de la lectura de la señal. Cuento más largo es el tiempo de eco, mayor será la influencia del T2 sobre la imagen, permitiendo resaltar tejidos con procesos patológicos asociados a edema, inflamación o necrosis.

Un tiempo de eco corto permite captar señales más intensas, como menor perdida de magnetización transversal, aumentando la señal total, en cambio un tiempo de eco largo reduce la señal global, pero incrementa el contraste T2, lo que resulta fundamental en la detección de lesiones que altera el contenido de agua tisular.

Angulo de inclinación o flip angle

Es el ángulo con el que el pulso de radiofrecuencia desvía el vector de magnetización desde el eje longitudinal hacia el plano transversal. A diferencia de las secuencias espin-eco clásicas, donde el pulso inicial suele ser de 90°, en las secuencias eco de gradiente se utilizan ángulos variables, generalmente menores. Este parámetro controla simultáneamente la cantidad de magnetización transversal generada y el remanente de magnetización longitudinal, influyendo directamente en la intensidad de señal y en la ponderación de la imagen. Cuando se combina con el tiempo de repetición, el ángulo de inclinación va a permitir modular si predomina efectos T1, T2 estrella o densidad protónica.

Tiempo de inversión

Es el intervalo entre un pulso inicial de 180° y el pulso excitador posterior. Este parámetro se utiliza exclusivamente en secuencia de inversión-recuperación, donde se invierte completamente la magnetización longitudinal antes de permitir su recuperación parcial.

La finalidad de este parámetro es explotar las dificultades en los tiempos T1 de los tejidos para anular selectivamente la señal de uno de ellos. Cuando un tejido especifico atraviesa el punto de magnetización nula, su señal desaparece de la imagen.

Esto se utiliza principalmente en secuencias como STIR, para suprimir la señal de la grasa, y FLAIR para anular la señal del líquido cefalorraquídeo. Estas técnicas mejoran la detección de lesiones al eliminar señales intensas que podrían ocultar algún tipo de patología.

Parámetros numéricos

El número de pasos de codificación de fase (Np) determina el número de filas de la matriz y por lo tanto, influye directamente sobre la resolución espacial. A mayor Np, mayor número de pixeles, mejor definición anatómica y mayor capacidad para diferenciar estructuras pequeñas.

Sin embargo, el aumento de Np incrementa proporcionalmente el tiempo de adquisición y disminuye la relación señal-ruido, ya que el tamaño del vóxel se reduce. La reducción de Np acorta el tiempo de estudio y aumenta la señal a costa de una menor resolución.

El número de excitaciones (NEX) indica cuantas veces se repite la adquisición de datos para promediar la señal. Su incremento mejora la relación señal-ruido al reducir el componente aleatorio del ruido, pero prolonga directamente el tiempo total de exploración.

Relación señal-ruido

La relación señal-ruido expresa el equilibrio entre la información útil procedente de los tejidos y las fluctuaciones aleatorias que degradan la imagen. Es uno de los factores más determinantes de la calidad diagnóstica, ya que una imagen baja de relación señal-ruido pierde contrate y definición.

La señal depende de múltiples factores físicos y técnicos como la intensidad del campo, el tipo de antena, el tamaño del vóxel, los parámetros de secuencia y la caracterización del paciente. El ruido en cambio procede de componentes electrónicos, del entorno electromagnético y del propio tejido.

El técnico puede mejorar la relación señal-ruido aumentando el tiempo de repetición, el número de excitaciones o el tamaño del vóxel, disminuyendo el tiempo de eco, utilizando antenas adecuadas, campos magnéticos altos o agentes de contraste paramagnéticos. Sin una relación señal-ruido suficiente la imagen puede ser visualmente aceptable, pero carecer de valor diagnóstico.

Contraste de la imagen

Es la capacidad de diferenciar dos tejidos adyacentes por sus distintas intensidades de señal. Constituye el fundamento del diagnóstico en resonancia magnética permitiendo diferenciar cambios patológicos sutiles que no serían detectables únicamente por diferencias anatómicas.

Depende de las propiedades intrínsecas de los tejidos como T1, T2 y densidad protónica, de los parámetros de secuencia seleccionados y de la aplicación de técnicas de supresión o realce. Cuando se combina correctamente el tiempo de repetición, tiempo de eco, ángulo de inclinación y tiempo de inversión define la ponderación predominante de la imagen.

La administración de contraste paramagnéticos y la utilización de secuencias específicas como FAT SAT, STIR, FLAIR, difusión, permitiendo modificar de manera controlada el contraste, aumento la sensibilidad y especificada de la resonancia magnética para múltiples patologías.

Resolución espacial

La resolución espacial define la capacidad del sistema para distinguir dos estructuras anatómicas muy próximas como entidades separadas y distintas. Este parámetro está determinado directamente por las dimensiones del píxel en el plano bidimensional y del vóxel en el volumen tridimensional. Un vóxel de menor tamaño permite una representación más fiel de la anatomía y reduce el efecto de vóxel parcial donde diferentes tejidos se promedian dentro de una misma unidad de volumen, generando imágenes borrosas.

El control de la resolución espacial implica el ajuste de la matriz de adquisición y el campo de visión, al aumentar el tamaño de la matriz para un mismo FOV, se reduce el tamaño del pixel, mejorando la nitidez de los bordes y la visualización de pequeñas estructuras como el conducto pancreático o la vasculatura peritumoral. Sin embargo, como el volumen del vóxel disminuye la cantidad de protones que emiten señal también decae lo que resulta en una reducción de la relación señal-ruido.

Protocolo de resonancia magnética en páncreas

El estudio de resonancia magnética para páncreas se debe realizar en equipos de alto campo magnético (1,5 a 3,0 Tesla) utilizando bobinas de superficies técnicas de imágenes en paralelo para la optimización de la relación señal-ruido. Se recomiendo el uso de un campo de visión reducido y cortes finas de entre 3 a 4 mm para una mejor resolución espacial.

Preparación del paciente

La preparación del paciente para un estudio de resonancia magnética pancreática comienza con la verificación de las condiciones de seguridad propias del método, descartando la presencia de dispositivos metálicos, implantes incompatibles o elementos ferromagnéticos. Se realiza una entrevista previa orientada a antecedentes clínicos relevantes, cirugías previas, alergias a medios de contraste y medicamentos, por ultimo si se requiere se evalúa la función renal en caso de requerirse administración de gadolinio.

Se recomienda ayuno previo de aproximadamente 6 a 8 horas, con el objetivo de reducir el contenido gástrico y la motilidad intestinal, lo que disminuye artefactos por movimiento y mejora la visualización del páncreas y las estructuras biliares. En algunos centros puede administrarse antiespasmódico previo al estudio, siempre bajo indicación médica, para reducir el movimiento peristáltico y optimizar la calidad de imagen.

El paciente se posiciona en decúbito supino sobre la mesa del resonador, con la región abdominal superior centrada en el isocentro del imán. Los bazos pueden colocarse elevados por encima de la cabeza si la tolerancia lo permite, ya que esta posición reduce artefactos y mejora la homogeneidad del campo. Se coloca la bobina de abdomen multicanal asegurando una correcta adaptación a la superficie corporal, evitando espacios amplios entre la bobina y el abdomen que puedan comprometer la señal.

Previo al inicio de las secuencias dinámicas con contraste, se canaliza una vía venosa periférica adecuada para la inyección del medio de contraste paramagnético, generalmente en miembro superior. Se explican al paciente las instrucciones de apnea, fundamental para secuencias volumétricas T1 dinámicas, enfatizando la importancia de mantener inmovilidad durante las adquisiciones. Por último, se le informa sobre la duración aproximada del estudio y la necesidad de permanecer lo más quieto posible para evitar artefactos por moviente.

Bobina de abdomen

La bobina de abdomen que se utiliza en estudios de resonancia magnética pancreática es una bobina de recepción multicanal tipo phsed-array diseñada para optimizar la recepción de señal en la región abdominal superior. Se compone típicamente de un módulo anterior flexible que se coloca sobre la pared abdominal y un módulo posterior integrado en la mesa del resonador, de manera que el área de interés, en caso de el páncreas queda centrado lo más próxima posible a los elementos receptores. Esta proximidad entre la bobina y el tejido objetivo es clave para maximizar la relación señal-ruido y obtener imágenes de alta calidad en secuencias de alta resolución como el T1 volumétrico dinámico post-contraste, difusión ponderada en secuencias con supresión grasa.

Durante la colocación el paciente se posiciona en decúbito supino con los brazos a los costados y el panel anterior de la bobina cubre desde el epigastrio hasta el hipocondrio superior de modo que

el páncreas quede alineado con el centro del campo de visión de la bobina. La naturaleza flexible de los elementos permite que la superficie de la bobina se adapte a la curvatura del abdomen, reduciendo espacios de aire y artefactos, facilitando además el uso de técnicas de adquisición paralela que aceleran los tiempos de escaneo sin sacrificar resolución.

La configuración multicanal de superficie utilizada en abdomen ofrece una mejor sensibilidad en la región profunda, mayor uniformidad de señal y mayor eficiencia en la captación de información, lo cual es especialmente importantes en la evaluación de estructuras profundas como el páncreas y sus relaciones vasculares. Esta bobina no transmite la señal, sino que se encarga exclusivamente de recibir la señal de radiofrecuencia emitida por los tejidos tras los pulsos y excitación, y lo hace de forma más eficiente que una bobina de cuerpo genérica lo que se traduce en imágenes con mayor nitidez y contraste.





Fig. 20 Equipo de resonancia magnética de alto campo con paciente en posición supina sobre la camilla durante la preparación del estudio. Fuente: GE HealthCare.

Fig. 21. Antena de radiofrecuencia tipo superficie (coil) utilizada para mejorar la relación señal-ruido en estudios focalizados. Fuente: GE HealthCare.

SSFSE (Single-Shot Fast Spin-Echo)

Esta secuencia es fundamental en el protocolo de abdomen. Su fundamento físico radica en la utilización de tres ecos extremadamente largos que permiten llenar en totalidad el espacio K tras un único pulso de excitación con un Angulo de 90°. Esto se logra mediante la aplicación de múltiples pulsos de refocalización de 180° de manera sucesiva. Debido a que la adquisición ocurre en una fracción de segundo y la imagen resultante está prácticamente libre de artefactos por movimiento fisiológico como el peristaltismo intestinal o la respiración asincrónica.

En un contexto de uso para la patología de adenocarcinoma pancreático, esta secuencia es útil para la evaluación de la arquitectura de las glándulas y de los órganos adyacentes. Su fuerte ponderación en T2 permite una diferenciación clara en el tejido sólido y las estructuras que contiene líquido. Es la secuencia que se utiliza para identificar el “signo del doble conducto”, caracterizado por la dilatación del conducto biliar común (colédoco) como del conducto pancrático principal

(Wirsung). Es útil para localizar rápidamente el nivel exacto de la obstrucción biliar, causada por la masa tumoral en la cabeza del páncreas.

Sin embargo, conlleva limitaciones intrínsecas que se deben ser compensadas, debido al decaimiento de la señal T2 durante el largo de los ecos, las imágenes pueden llegar a presentar una borrosidad y una relación señal-ruido inferior a las secuencias con múltiples disparos de ecos. Por esta razón no debe ser la única secuencia para determinar la infiltración vascular.

FRFSE (Fast Recovery Fast Spin-Echo) y FRFSE fs (Fat Sat)

Esta secuencia es una optimización avanzada de la técnica Fast Spin-Echo tradicional. Su característica distintiva es la aplicación de un pulso de radiofrecuencia de menos de 90° al final del tren de ecos. Este pulso hace que los protones que aún tiene magnetización trasversal regresen rápidamente al eje longitudinal. Al aclarar artificialmente la recuperación de la magnetización longitudinal, el sistema no debe esperar tanto tiempo para el siguiente tiempo de repetición permitiendo obtener imágenes ponderadas en T2 con un tiempo de adquisición mucho más corto y una señal más intensa de los fluidos.

Cuando se combina con Fat Sat (saturación grasa) esta secuencia se vuelve indispensable para el diagnóstico del adenocarcinoma pancreático. El páncreas está rodeado de grasa retroperitoneal que en T2 suele verse hiperintensa y puede ocultar pequeñas lesiones. Al suprimir la grasa, el parénquima pancreático y el tumor se vuelven más visibles. El adenocarcinoma, debido a su estroma denso y fibroso, se manifiesta como una lesión hipointensa, lo que genera un contraste marcado frente al parénquima sano o inflamado que suele ser más hiperintenso.

Esta secuencia es la principal para evaluar la invasión local, permitiendo analizar con precisión, sin los planos grasos que separan al páncreas de vasos vitales, como la arteria mesentérica superior o el tronco celiaco están preservadas o han sido infiltrados por el tumor. Además, es útil para detectar edema peripancreático asociado, lo que ayuda a delimitar la extensión real del proceso tumoral y diferenciar el cáncer de una pancreatitis focal, por ejemplo.

3D Dual Echo

Se basa en la técnica de desplazamiento químico y es una secuencia de gradiente de Eco que adquiere dos imágenes con diferentes tiempos de eco. La física de esta secuencia utiliza los protones del agua y los de la grasa que precesan a velocidad ligeramente distintas. En el momento de la imagen “En Fase” las señales de ambos se suman, mientras que en la imagen de “Fuera de Fase” las señales se restan provocando una caída de señal en los vóxeles que contienen una combinación de agua y grasa microscópica.

Para estudiar al adenocarcinoma su utilidad principal es la caracterización tisular ya que el adenocarcinoma es una masa sólida que no contiene grasa intracitoplasmática por lo tanto no deberían mostrar una caída de señal significativa en la fase opuesta. Si una masa sospechosa muestra perdida de señal en la secuencia fuera de fase, se puede sospechar de otras entidades como una situación de grasa focal o ciertos tumores neuroendocrinos. Esta secuencia genera el artefacto de tinta china que es un borde negro fino en la interfase entre el páncreas y la grasa circundante lo que ayuda a delimitar el contorno de la glándula.

Esta secuencia es fundamental para la evaluación de la salud del parénquima pancreático no afectado, permitiendo diagnosticar la esteatosis pancreática, una condición común en pacientes mayores y también asociada a la pancreatitis crónica, que es un factor de riesgo conocido para el desarrollo del cáncer. Así mismo al ser una secuencia de gradiente de eco es sensible a la presencia de aire como gas en abscesos o fistulas o de depósitos de hierro como hemosiderina, manifestándose como áreas de vacío de señal debido a efectos de susceptibilidad magnética, proporcionando información que las secuencias FSE (Fast Spin-Echo) no pueden ofrecer.

Secuencias:

Secuencia	Espesor	GAP
Axial SSFSE	5 mm	1 mm
Coronal T2 SSFSE	3 mm	0.03 mm
Axial FRFSE FS	5 mm	1 mm
3D axial DUAL ECHO	5 mm	1 mm
Axial DWI	5 mm	1 mm
Post contraste		
Axial T1 FS dinámico	4 mm	volumétrico
Coronal T1 FS	4 mm	volumétrico
Axial T1 FS tardío	4 mm	volumétrico

Planificación de cada secuencia

Axial SSFSE

Esta secuencia se programa a partir del localizador en los tres planos, se orienta en axial verdadero, idealmente alineando los cortes con el eje largo del páncreas. La cobertura debe ir desde el domo hepático hasta los polos renales inferiores para incluir todo el abdomen superior. Se utiliza respiración libre o una apnea corta si el paciente coopera. El espesor habitual es de 5 mm con un GAP de 1 mm. El tiempo de repetición suele quedar automático o muy largo y el tiempo de eco va a priorizar la visualización de líquidos, el FOV ronda entre 34 y 38 cm con una matriz intermedia y un NEX de 1 ya que es una secuencia rápida de reconocimiento anatómico general.

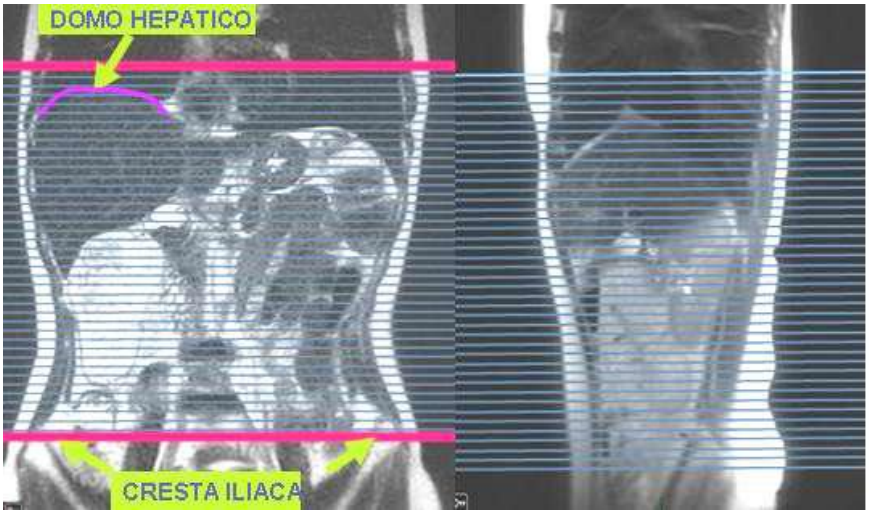


Fig. 22 Clínica Universidad de los Andes. (2017). *Manual de Resonancia: Protocolos* (Rev. 1). Servicio de Imágenes.

Coronal T2 SSFSE

Se planifica en un plano coronal verdadero tomando como referencia el localizador axial y el sagital, buscando abarcar desde el diafragma hasta las crestas ilíacas y desde la pared abdominal anterior hasta la columna. El objetivo es ver la anatomía global del hígado, la vía biliar y el páncreas en un solo bloque. Generalmente se realiza en apnea corta. El espesor recomendado es de 3 mm con GAP mínimo o prácticamente nulo de entre 0 a 0.03 mm. El tiempo de repetición permanece automático y el tiempo de eco, largo para resaltar contenido líquido, el FOV suele ser un poco mayor que en axial, alrededor de 36 a 40 cm, con una matriz media un NEX de 1.

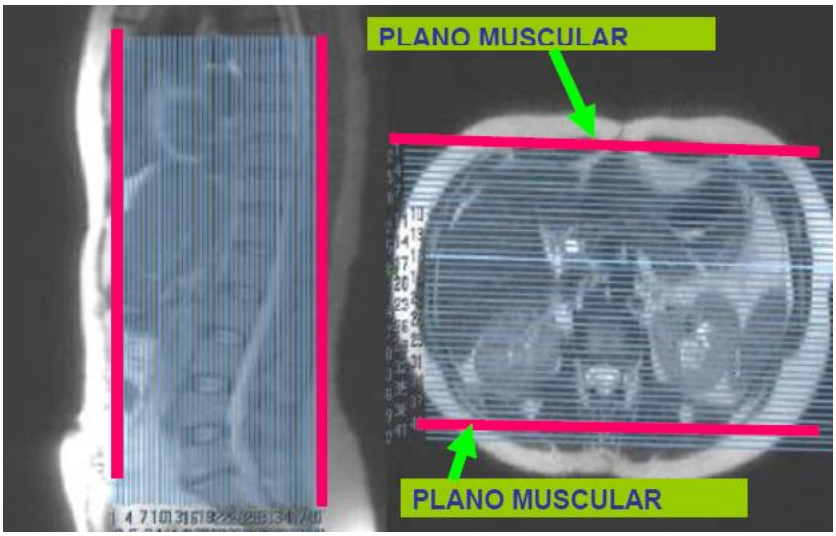


Fig. 24 Clínica Universidad de los Andes. (2017). *Manual de Resonancia: Protocolos* (Rev. 1). Servicio de Imágenes.

Axial FRFSE FS

Esta secuencia se orienta igual que la axial T2 inicial, alineada al eje pancreático y cubriendo el abdomen superior completo. Se realiza preferentemente en apnea corta para mejorar la calidad. El espesor estándar es de 5 mm con 1 mm de GAP. El tiempo de repetición se define en rango de medio a largo de aproximadamente 4.000 a 6.000 ms y el tiempo de eco es largo. Es fundamental activar la supresión grada para resaltar edema, inflamación o lesiones tumorales. El FOV suele ubicarse entre 32 y 36, y puede aumentar el NEX a 2 si se necesita mejor relación señal-ruido.

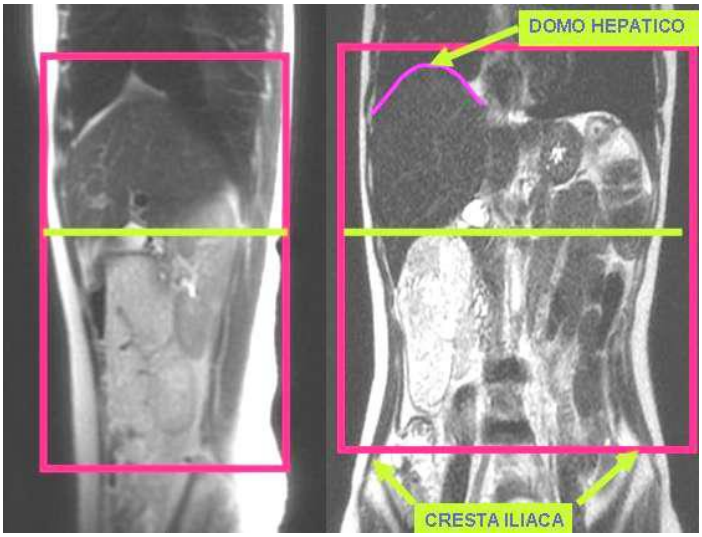


Fig. 26 Clínica Universidad de los Andes. (2017). Manual de Resonancia: Protocolos (Rev. 1). Servicio de Imágenes.

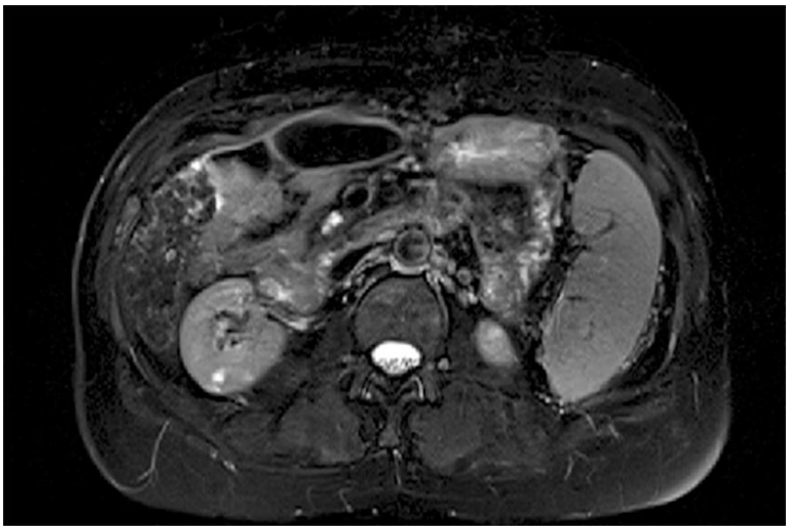


Fig. 27. *En T2 con supresión grasa axial, la grasa peripancreática pierde señal, mejorando el contraste del parénquima. Lesiones inflamatorias o tumorales pueden observarse como áreas hiperintensas respecto al tejido glandular. Es fundamental para evaluar edema perilesional o infiltración grasa. Fernández-del Castillo, C., Adsay, N. V., & Sahani, D. V. (2015). Abdominal MRI T2-weighted sequence with fat saturation axial slice showing a lobulated cyst located in the uncinate process of the pancreas*

3D axial Dual Echo

Se programa en axial siguiendo el eje del páncreas con una cobertura que incluya el hígado, el páncreas y el bazo. Es una secuencia que requiere apnea estricta porque es sensible al movimiento. El espesor de adquisición puede fijarse en 5 mm con un GAP de 1 mm o directamente volumétrico con reconstrucciones finas si el equipo lo permite. El tiempo de repetición es corto, de aproximadamente 150 a 200 ms aproximadamente y se utilizan dos tiempos de ecos distintos para

obtener fase y fuera de fase. El flip angle suele rondar ente los 70° a 80°. El FOV se mantiene cercano a 34 cm con matriz media. Sirve para evaluar grada microscópica y caracterización de lesiones sólidas.

Axial DWI

La planificación es axial alineada al páncreas, con la misma cobertura del abdomen superior. Generalmente se adquiere en respiración libre para no prolongar demasiado el estudio. El espesor recomendado es de 5 mm con n GAP de 1 mm. Se configuran al menos tres valores de B por ejemplo 0, 400 y 800 para poder evaluar las restricciones de difusión. El tiempo de repetición se ubica en rangos largos, el tiempo de eco lo más corto posible y el FOV suele ampliarse alrededor de 36 a 40 cm. La matriz es baja porque se prioriza señal antes que resolución espacial.

Axial T1 FS dinámico post contraste (3D volumétrico)

Se realiza luego de la administración de contraste endovenoso y se programa como adquisición volumétrica 3D axial cubriendo el hígado y el páncreas completos. Es indispensable la apnea estricta. Se obtiene fase arterial, portal y tardía. El espesor se fija alrededor de 4 mm con un GAP de 0, permitiendo reconstrucciones más finas. El tiempo de repetición y el tiempo de eco son cortos, con un flip angle bajo a medio de aproximadamente 12° y 15°, y supresión grasa activada. El FOV se mantiene cercano de 34 a 36 cm con matriz media alta. Es la secuencia clave para poder valorar el realce tumoral y estructuras de los alrededores.

Coronal T1 FS post contraste

Se planifica en plano coronal verdadero tras la fase dinámica, cubriendo el abdomen superior completo. Se adquiere en apnea corta. El espesor habitual es de 4 mm sin GAP, con un tiempo de repetición y tiempo de eco corto y supresión grasa activa. El FOV se amplía levemente entre 36 y 40 cm. Su finalidad principal es evaluar relaciones anatómicas luego del contraste y complementar la información axial.

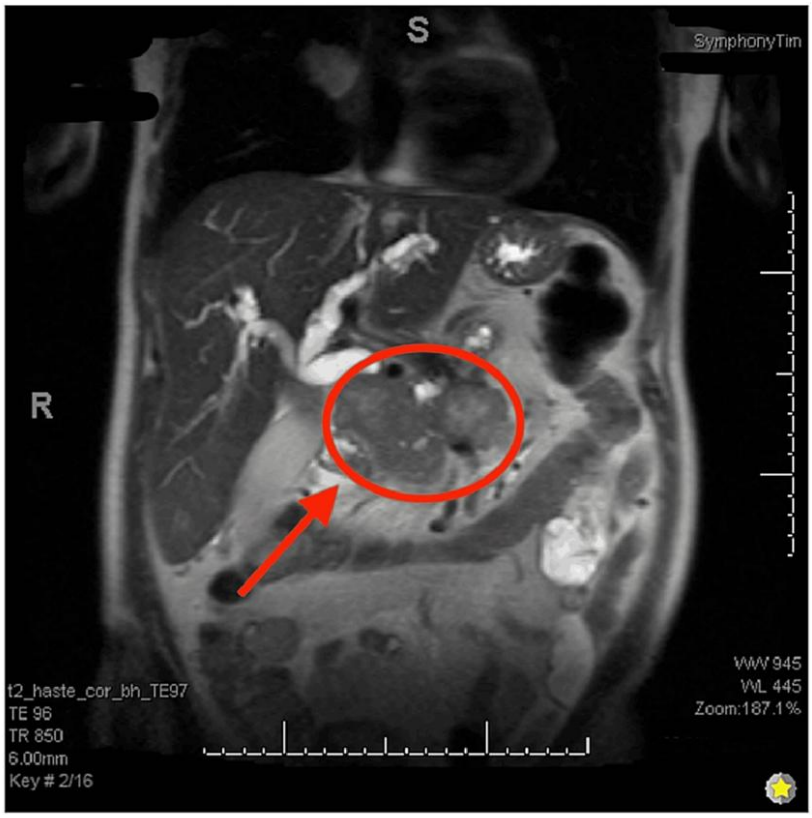


Fig. 29 En plano coronal post contraste, el páncreas se visualiza con realce homogéneo si es normal. Permite valorar extensión longitudinal de lesiones y compromiso vascular o biliar en eje vertical. Gampala, A. R., Minnaganti, D., Cooper, M., & Hamidpour, S. (2024). T2-weighted MRI abdomen with and without MRCP (coronal view) showing pancreatic mass

Axial T1 FS tardío post contraste

Se realiza en el mismo plano axial alineado al páncreas, generalmente entre 3 y 5 minutos después de la inyección de contraste. Mantiene un espesor de 4 mm con un GAP de 0, un tiempo de repetición y tiempo de eco corto y supresión grasa activada. El FOV se mantiene cercano de 34 a 36 cm con matriz media alta. Esta fase permite valorar fibrosis, lesiones hipovasculares y comportamiento tardío de masas o áreas sospechosas.

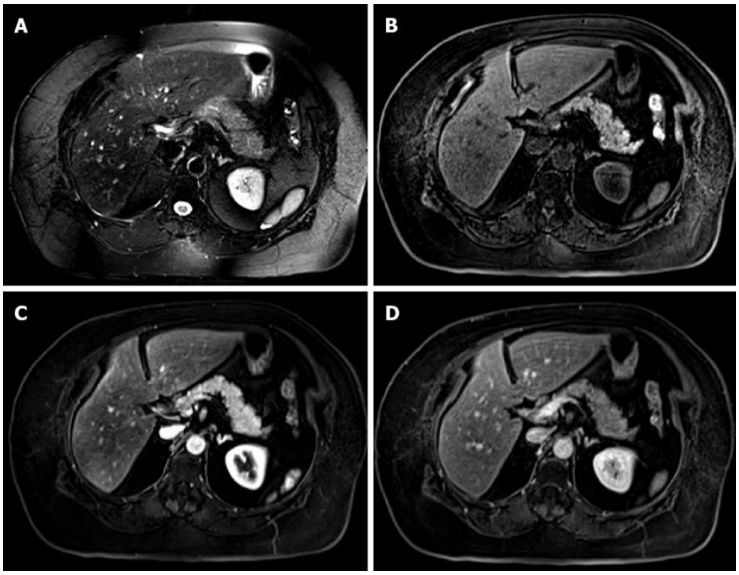


Fig.30. A: Imagen axial HASTE (eco de espín turbo de disparo único) con supresión grasa; B: Imagen axial 3D-GRE ponderada en T1 precontraste con supresión grasa. Imagen axial 3D-GRE ponderada en T1 post-gadolinio con supresión grasa durante las fases arterial hepática dominante (C) y hepático-venosa (D). El páncreas muestra baja intensidad de señal T2 (A) y alta intensidad de señal T1 en las imágenes precontraste (B), lo que refleja un alto contenido proteico de la glándula exocrina. El páncreas muestra un realce máximo en la fase arterial hepática dominante (C); que se desvanece en las fases posteriores; lo que refleja un rubor capilar normal. Manikkavasakar S, AlObaidy M, Busireddy KK, Ramalho M, Nilmini V, Alagiyawanna M, Semelka RC. Magnetic resonance imaging of pancreatitis: An update. World J Gastroenterol *2014; 20(40): 14760-14777*

Resonancia magnética ponderada por difusión (DWI)

En sus primeras aplicaciones clínicas, la imagen ponderada por difusión (DWI) se utilizó exclusivamente en el ámbito intracraneal, particularmente en la evaluación de patología neurológica. Su principal fortaleza quedó demostrada en la capacidad para detectar cambios tempranos y sutiles en el tejido cerebral, incluso antes de que fueran evidentes en secuencias convencionales. Resultó fundamental en el diagnóstico precoz del accidente cerebrovascular isquémico, donde la restricción de la difusión refleja alteraciones celulares aguadas asociadas al edema. A partir de estos hallazgos la DWI se consolidó como una herramienta adicional indispensable en neuroimagen.

Durante la década de los noventa una serie de avances tecnológicos permitió extender la aplicación de la DWI a regiones intracraneales como el abdomen y la pelvis, áreas que hasta entonces presentaba importantes limitaciones técnicas. El desarrollo de gradientes de mayor amplitud y velocidad, la incorporación de bobinas múltiples y especialmente la implementación de técnica de imagen paralela fueron determinantes para esta expansión. Estos progresos posibilitaron reducir el tiempo de eco, acortar la longitud de tren de ecos y la disminución en el tiempo de llenado del espacio K, lo que se tradujo en una reducción significativa de los artefactos por movimiento,

respiración y peristalsis, permitiendo la obtención de imágenes de difusión corporales de alta calidad diagnóstica.

Luego de esta evolución la DWI se utiliza para marcar un gran protagonismo en el campo de la oncología. Existe un interés cada vez mayor en su aplicación para estudios de tumores sólidos, compromiso ganglionar y enfermedad metastasica, ya que permite explorar propiedades micro estructurales de los tejidos relacionados con la celularidad y la integridad de las membranas celulares. Desde el punto de vita práctico, las adquisiciones de DWI son rápidas, con tiempos habituales de entre 1 y 5 minutos y no requiere la administración de medios de contraste exógenos, lo que facilita su incorporación a los protocolos rutinarios sin aumentar significativamente la duración del examen y los riesgos para el paciente.

Además, la DWI aporta tanto información cualitativa, mediante la identificación visual de áreas de restricción de la difusión, como información cuantitativa, a traves del cálculo del coeficiente de difusión aparente (ADC). La combinación de ambos amplía su valor diagnóstico ya que no solo contribuye a la detección de lesiones sino también a su caracterización tisular, estimación de agresividad biológica y evolución de la respuesta al tratamiento, posicionándola como herramienta clave dentro de la resonancia magnética oncológica moderna.

Difusión de moléculas de agua en el tejido

la técnica de imagen ponderada por difusión (DWI) se sustenta en la monitorización del desplazamiento estocástico de las moléculas de agua, este fenómeno termodinámico descrito originalmente como movimiento browniano. Este proceso representara la traslación microscópica aleatoria resultante de la energía cinética térmica intrínseca de las partículas. En un entono ideal, carente de restricciones físicas, el agua experimenta lo que se denomina difusión libre, donde la trayectoria de las moléculas no encuentra impedimentos significativos.

Bajo estas condiciones de libertad espacial, la magnitud del desplazamiento molecular es una función dependiente de variables físicas extrínsecas, principalmente la temperatura absoluta y el intervalo de tiempo de difusión. La difusión isotrópica implica que la probabilidad de desplazamiento es idéntica en todas las direcciones del espacio.

Por consiguiente, en sistemas extrínsecos al organismo, la difusión se comporta de manera lineal y predecible. La ausencia de compartimentación permite que el agua mantenga una homogeneidad en su comportamiento traslacional, lo que facilita el estudio de la física pura de la secuencia, sin las interferencias propias de la célula que caracteriza a los sistemas vivos.

Microestructura tisular y difusión restringida

En los sistemas biológicos, el concepto de difusión libre no se aplica de forma estricta debido a la compleja arquitectura de los tejidos. El parénquima orgánico no es un medio vacío, por el contrario, presenta múltiples barreras físicas, como las membranas celulares, que intercepta el trayecto de los protones de agua. Como consecuencia, el movimiento del agua deja de ser errático y libre para convertirse en una difusión restringida donde el entorno celular dicta los límites del desplazamiento.

La interacción constante con las estructuras biológicas provoca que las moléculas recorran distancias menores a las que alcanzarían en un medo liquido puro. En tejidos con una organización específica, como las fibras de la sustancia blanca cerebral, el movimiento se vuelve incluso direccional. Las membranas celulares actúan como un obstáculo que obliga al agua a seguir rutas indirectas, lo que convierte al patrón de difusión observado en un reflejo fiel de la densidad y la integridad de la microestructura del tejido.

Desde una perspectiva diagnóstica, el estudio de la discusión restringida permite evaluar el estado de los tejidos a una escala microscópica, superando la capacidad de resolución de las secuencias anatómicas convencionales. Cualquier proceso patológico que altera la morfología de las células o la permeabilidad de sus membranas impacta de inmediato en la movilidad del agua. Esto permite que la secuencia DWI funcione como un biomarcador sensible para identificar precozmente alteraciones biológicas, como la isquemia o la proliferación tumoral, basándose exclusivamente en las variaciones del coeficiente de difusión.

Dinámica multicompartimental y componente de perfusión

La señal detectada mediante la secuencia DWI no constituye un fenómeno físico aislado, sino que representa la integración volumétrica de los movimientos hídricos en distintos microambientes. Dentro de un vóxel, coexisten principalmente tres dominios con características biofísicas distintivas como el espacio intracelular, el intersticial o extracelular y el compartimento intravascular. La señal final medida es una suma ponderada de las fracciones de agua presentes en estos espacios, cuya contribución relativa está determinada por el estado fisiopatológico del tejido y los parámetros de adquisición.

El compartimiento intravascular desempeña un importante papel debido al fenómeno de pseudodifusión. A diferencia de la difusión extravascular, el movimiento del agua en la red capilar está impulsado por el flujo sanguíneo, lo que genera un desplazamiento significativamente mayor. Este componente e perfusión influye de manera predominante en las imágenes adquiridas con valores B bajos, lo que obliga a emplear modelos matemáticos avanzados, para disociar con precisión la microcirculación de la difusión tisular pura.

La relevancia de este análisis radica en su sensibilidad para detectar alteraciones precoces en la homeostasis hídrica. Procesos como la inflamación o la isquemia alteran el equilibrio entre los espacios intra y extra vasculares, modificando la proporción de agua y la intensidad de la señal observada. En consecuencia, la interpretación de la DWI debe considerar que la señal es un reflejo dinámico que depende tanto de las restricciones mecánicas de las células como de la densidad y funcionalidad de la microvasculatura del tejido.

Alta celularidad y marcadores de neoplasia

El principio fundamental que posiciona la secuencia DWI como una herramienta esencial en la oncología es la relación inversamente proporcional entre la densidad celular y la movilidad del agua. En las neoplasias sólidas, la proliferación celular descontrolada provoca una reducción drástica del espacio intersticial y un incremento notable en la densidad de membranas celulares. Esta compactación tisular actúa como una barrera física externa que aísla a las moléculas de agua, limitando su capacidad de desplazamiento microscópico y generando el fenómeno de difusión restringida.

Desde el punto de vista radiológico, esta restricción se traduce en una marcada hiperintensidad en las imágenes como valores B elevados, donde solo los protones con movilidad limitada conservan su señal. Simultáneamente el procesamiento matemático de estos datos permite generar el mapa de coeficiente de difusión aparente (ADC), donde esas áreas de alta celularidad se visualizan con valores numéricos reducidos o hipointensos. Esta correlación entre el brillo en DWI la caída de señal en ADC constituye un biomarcador de malignidad con alta especificidad diagnóstica.

La integridad de las membranas lipofílicas en el tejido tumoral es crucial para el mantenimiento de este patrón de restricción hídrica. Las membranas funcionan como límites semipermeables que impiden el intercambio rápido de agua entre los compartimentos intra y extra vasculares, exacerbando el contraste respecto al tejido sano. Esta propiedad permite no solo la detección primaria de lesiones sospechas, sino también la delimitación precisa de áreas tumorales viables frente a zonas de tejido conectivo, donde la densidad celular y la restricción son significativamente menores.

Dinámica de la difusión facilitada y su relevancia en la desestructuración tisular

Existen diversos estados patológicos donde el movimiento de las moléculas de agua se ve favorecido, fenómeno denominado difusión facilitada. Este proceso es característico de escenarios donde se producen una expansión del espacio intersticial o una disrupción de las barreras citoplasmáticas, como ocurre en la necrosis tumoral. Al degradarse la integridad de las membranas lipofílicas, el agua recupera una mayor libertad traslacional, permitiendo que las moléculas se desplacen a través de lo que anteriormente eran límites físicos infranqueables dentro de la microestructura tisular.

La difusión facilitada se manifiesta mediante una atenuación acelerada de la señal en las secuencias DWI a medida que se aplican valores B más elevados. Debido a la ausencia de obstáculos celulares significativos, los protones en movimiento sufren un desfase rápido bajo la influencia de los gradientes, lo que resulta en una perdida notoria de intensidad en la imagen ponderada. No obstante al procesar el mapa ADC, estas regiones se visualizan como áreas marcadamente hiperintensas, proporcionando una métrica cuantitativa del aumento de la movilidad hídrica.

La utilidad clínica de identificar este patrón radica en su capacidad para discernir la viabilidad tisular y la agresividad biológica de las lesiones. La transición de un patrón de restricciones a uno de difusión facilitada es un indicador critico en la monitorización de la respuesta terapéutica, especialmente tras la administración de tratamientos oncológicos. Un incremento temprano en los valores de ADC suele preceder a la reducción volumétrica macroscópica del tumor, consolidándose como un biomarcador dinámico que refleja la muerte celular y la consecuente liberación del agua previamente confinada en el microambiente tumoral.

Interpretación cualitativa de la DWI y evaluación del valor B

La evaluación cualitativa de la imagen ponderada por difusión se fundamenta en la comparación de la señal obtenida mediante al menos dos valores de B, típicamente entre 0 y 1.000 s/mm2, o que permite caracterizar el tejido según su capacidad de atenuación. El principio básico establece que a mayor valor B, mayor es la sensibilidad de la secuencia, provocando que las moléculas de agua con difusión facilitada, como las presentes en áreas necróticas o quísticas pierdan la señal rápidamente. Por el contrario, los tejidos con alta celularidad mantiene una señal hiperintensa

debido a la restricción del movimiento hídrico, lo que facilita la detección de focos tumorales y la monitorización de la respuesta terapéutica mediante la observación visual de la persistencia de la señal.

Sin embargo, la interpretación visual de las imágenes de difusión, ocurre cuando tejidos con un tiempo de relajación T2 extremadamente largo mantienen una señal alta en la DWI, simulando una restricción de la difusión que no es real. Aunque el uso de tiempos de eco cortos y valores de B elevados ayuda a mitigar esta fuente de error, la solución técnica más eficaz consiste en emplear la imagen exponencial, la cual se obtiene dividiendo la imagen de difusión por la imagen basal que es igual a un valor 0 para aislar el coeficiente de difusión puro y eliminar la contaminación de la señal T2

El análisis de la DWI debe considerar la anisotropía de difusión, la cual describe el movimiento direccional desigual resultante de la organización estructural del tejido, como ocurre en los tractos de sustancia blanca cerebral. Mientras que en tejidos organizados el agua se desplaza preferencialmente a lo largo de los ejes estructurales, en el microambiente tumoral la difusión suele ser isotrópica debido al crecimiento celular desorganizado propio de la malignidad. Esta distinción es de gran valor diagnóstico, ya que permite identificar la invasión tumoral en estructuras organizadas adyacentes cuando el patrón de anisotropía normal se ve alterado por la infiltración de células malignas desestructuradas.

Fundamentos del análisis cuantitativo, dinámica de perfusión y técnicas de difusión avanzada.
El análisis cuantitativo de la DWI permite informar el movimiento hídrico microscópico mediante el cálculo del ADC, un parámetro que se obtiene procesando la señal captada a diferentes valores B. Matemáticamente se basa en la premisa de que la atenuación de la señal en un tejido sigue una función exponencial conforme aumenta la sensibilidad de los gradientes. Al representar el logaritmo de la intensidad de señal relativa frente a los valores B, se puede ajustar a una línea cuya pendiente define el valor del ADC. La precisión de este cálculo mejora significativamente al utilizar múltiples valores B, lo que reduce el margen de error estadístico y permite la generación de un mapa paramétrico donde cada pixel representa una magnitud física de difusión.

Una de las ventajas fundamental del mapa ADC es su independencia respecto a la intensidad del campo magnético estático, lo que facilita una comparación estandarizada y reproducible de los resultados entre distintos equipos. Asimismo, esta herramienta cuantitativa es indispensable para neutralizar el fenómeno llamado “brillo a través de T2”, es un artefacto común donde tejidos con tiempos de relajación T2 muy prolongados mantienen una señal alta en la DWI cualitativa, simulando erróneamente una restricción. Al aislar la difusión de los efectos de relajación transversal, el ADC permite confirmar si una hiperintensidad en la secuencia ponderada corresponde efectivamente a un área de alta celularidad o a una característica intrínseca del tejido T2.

Existe una correlación inversa entre la densidad celular y los valores de ADC, como los tejidos altamente celulares que presentan valores bajos debido a la restricción hídrica, visualizándose oscuros o hipointensos en el mapa. Es crucial destacar que este contraste es opuesto al de la imagen DWI convencional, donde las mismas áreas aparecen hipointenso. Sin embargo, resulta simplista asumir que la atenuación de la señal ocurre de forma lineal en todos los tejidos.

Esta naturaleza no lineal permite la diferenciación entre un ADC sensible al flujo y un ADC insensible al flujo. Mientras que el cálculo convencional integra todas las contribuciones, un ajuste exponencial limitado a valores B altos entre 150 y 500 s/mm2, permite obtener una métrica insensible al componente vascular, proporcionando una estimación más fiel de la celularidad del microambiente tumoral. Este refinamiento puede profundizarse mediante el uso de funciones biexponenciales que disocian con precisión ambos compartimientos. Finalmente, en estructuras con una organización anatómica definida, como la sustancia blanca cerebral, la próstata o los riñones, se emplea la imagen de tensor de difusión. Esta técnica evalúa tanto la tasa como la dirección de la difusión mediante el muestreo en al menos seis direcciones ortogonales, permitiendo caracterizar la direccionalidad y la integridad estructural de los tejidos frente a procesos invasivos.

Implementación técnica y estratégicas de la adquisición de la DWI en oncología corporal
A pesar de los constantes avances en hardware y software, la obtención de imágenes de alta fidelidad en el cuerpo requiere una técnica precisa para minimizar los artefactos por movimientos macroscópicos, los cuales pueden degradar significativamente la calidad del estudio. En la práctica es imperativo que el tiempo de adquisición se mantenga lo más breve posible sin comprometer la integridad de la señal. Dependiendo del tejido a estudiar, el diseño del protocolo debe asegurar un tiempo de repetición lo suficientemente largo para evitar los efectos de saturación T1, factores que podrían alterar la intensidad de la señal observada y alterar la fiabilidad de las métricas derivadas del análisis cuantitativo.

En la implementación de la DWI corporal se distinguen dos estrategias principales, una es la adquisición en apnea y en respiración libre. La técnica en apnea es idónea para la evaluación rápida de órganos abomínales, permitiendo preservar el detalle anatómico al mitigar la degradación por movimiento respiratorio y reducir el promedio de volumen. Por el contrario, la adquisición en respiración libre ofrece una versatilidad superior para estudios de cuerpo entero, optimizando la relación señal-ruido mediante el promedio de múltiples señales durante periodos de adquisición más prolongada. Esta flexibilidad permite el uso de contrastes más finos y valores B elevados, fundamentales para lograr una supresión eficaz del fondo en la detección oncológica.

Por lo tanto, la validez diagnóstica de la DWI exige que el radiólogo reconozca el equilibrio necesario entre la eficacia temporal y la precisión de la imagen. Las interpretaciones de los hallazgos deben fundamentarse en un conocimiento sólido de estas variables técnicas, permitiendo diferenciar con claridad la caracterización biológica real de la lesión de los potenciales artefactos derivados de la optimización del tiempo de exploración. Sólo mediante la gestión metodológica es posible asegurar que la información funcional obtenida constituya un reflejo fiel de la patología tumoral y no sea una consecuencia de las limitaciones intrínsecas del protocolo de adquisición.

Caracterización del adenocarcinoma pancreático mediante DWI

El adenocarcinoma pancreático se manifiesta de forma característica en las secuencias de difusión como una lesión con una marcada restricción al movimiento de las moléculas de agua. Desde lo fisiopatológico, es el resultado directo de la histología tumoral. El adenocarcinoma pancreático se distingue por presentar una proliferación celular descontrolada que reduce el espacio extracelular,

sumado a una intensa reacción desmoplásica. Esta desmoplasia consiste en la formación de un estroma fibroso denso y desorganizado que actúa como una barrera física infranqueable, limitando drásticamente el desplazamiento microscópico de los protones de agua.

Esta restricción hídrica se traduce visualmente en una marca hiperintensa de señal en las imágenes ponderadas con valores B elevados, típicamente entre 800 y 1.000 s/mm2. Este contraste es fundamental, ya que mientras el parénquima pancreático sano pierde señal al aumentar el valor B, el tejido neoplásico la conserva debido a su incapacidad de difundir el agua fuera de los vóxeles. Esta diferencia de señal genera una excelente delimitación de la lesión, permitiendo identificar el epicentro del tumor incluso cuando este es isoatenuante en las secuencias T1 convencionales.

La evaluación debe validarse mediante el análisis de un mapeo ADC. En este mapa paramétrico, el adenocarcinoma muestra una señal francamente hipointensa en comparación con el parénquima normal, lo cual es el correlato matemático de la verdadera restricción. La importancia de este mapa radica en su capacidad para realizar mediciones cuantitativas, la obtención de valores de ADC numéricamente bajos permite al equipo médico no solo confirmar la sospecha de malignidad, sino también inferir el grado de agresividad tumoral y la densidad de la matriz extracelular.

La caracterización mediante DWI ofrece una ventaja diagnóstica crítica, la capacidad de evaluar la heterogeneidad tumoral. Las áreas con los valores de ADC más bajos suelen corresponder a los focos de mayor densidad celular y mayor potencial invasivo. De este modo, la secuencia de difusión trasciende la detección morfológica para convertirse en un biomarcador funcional, esencial para la estadificación precisa y el diseño de estrategias terapéuticas personalizadas como la planificación de la resección quirúrgica o el monitoreo de la respuesta a la quimioterapia.

Optimización del campo de visión reducido y su impacto en la calidad diagnostica

La composición anatómica de la región peripancreática impone desafíos técnicos críticos para la secuencia de difusión. Debido a que el páncreas se encuentra rodeado por estructuras como el antro gástrico, el duodeno y el colon transverso, la presencia constante de aire intestinal y el contenido gaseoso generan heterogeneidades locales severas en el campo magnético. Estas variaciones de susceptibilidad magnética producen distorsiones geométricas y desplazamientos de señal que son particularmente evidentes en las secuencias de lectura EPI, Echo Planar Imaging, las cuales contribuyen la base de la DWI.

La implementación de un campo de visión reducido (rFOV) se presenta como una estrategia fundamental de optimización. A diferencia de la adquisición convencional de campo completo, la técnica rFOV utiliza pulsos de radiofrecuencia de excitación y de refase ortogonales o espacialmente selectivos, permitiendo centrar la excitación de los protones únicamente en el área de interés anatómico, como la glándula pancreática, dejando fuera de la lectura los tejidos periféricos y las grandes cavidades gaseosas que degradan la señal.

El uso de rFOV reduce significativamente la extensión del tren de ecos necesarios para llenar el espacio K. Al acortar el tiempo de lectura, se minimiza la acumulación de errores de fase, lo que se traduce en una reducción drástica de los artefactos de borrosidad y de las distorsiones de susceptibilidad magnética. Esto resulta en una imagen con una resolución espacial superior

evitando que la cabeza del páncreas se visualice desplazada o deformada por el aire intestinal adyacente.

Implementación del efecto "sangre negra" (black blood) y optimización de los valores B
La detección de lesiones neoplásicas y la evaluación de la invasión vascular en el área pancreática requiere la supresión de las señales provenientes del flujo sanguíneo adyacente. En la secuencia DWI la selección de valores B actúa como un filtro de la señal vascular. El uso de valores B bajos, configurados en el rango de 50 a 150 ss/mm2 se emplea para inducir el efecto de "sangre negra".

Los valores de B iniciales atenúan la señal de los protones en movimiento rápido dentro de los vasos arteriales y venosos. Este fenómeno se fundamenta en el principio del movimiento incoherente intravóxel, donde la pseudodifusión, vinculada a la microcirculación y perfusión se anula de forma prematura respecto a la difusión molecular verdadera. Cuando se suprime la señal de la vasculatura peripancreática, mesentérica y hepática, se elimina la señal intravascular que puede interferir con la identificación de adenopatías o metástasis hepáticas de dimensiones reducidas.

Luego de la atenuación de la señal vascular se aplican valores B elevados situados entre 800 y 1000 ss/mm2 para identificar la restricción hídrica del adenocarcinoma. En estos niveles de gradiente, los protones con movilidad normal presentes en el parénquima pancreático sano sufren una pérdida de coherencia de fase lo que se reduce en una caída de la intensidad de señal. Por el contrario, lo protones con movilidad restringida en la matriz tumoral conservan su fase, resultando en una hiperintensidad focal que establece el contraste entre el tejido neoplásico y el tejido circundante

La selección de estos parámetros debe equilibrar la sensibilidad de la secuencia con la relación señal-ruido. Un valor B elevado incrementa la sensibilidad a la difusión, pero reduce la relación señal-ruido, mientras que un valor B bajo puede no diferenciar adecuadamente la celularidad tumoral. La adquisición multiparamétrica es necesaria para el cálculo del mapa de ADC, permitiendo evaluar la extensión tumoral, la relación de la nada con estructuras vasculares criticas como el tronco celiaco y la arteria mesentérica superior, parámetros que determinan los criterios técnicos de resecabilidad.

Concepto y significado del coeficiente de difusión aparente (ADC)

El Coeficiente de Difusión Aparente, conocido por sus siglas en inglés como ADC (Apparent Diffusion Coefficient), es un parámetro numérico que cuantifica la magnitud real de la difusión de las moléculas de agua en un tejido determinado. A diferencia de las imágenes de difusión convencionales, que son representaciones cualitativas influenciadas por el efecto de T2 shine-through, el mapa de ADC es una reconstrucción matemática post-procesada que elimina la información anatómica para dejar exclusivamente la información funcional de la movilidad hídrica.

Se denomina "aparente" porque el movimiento del agua en el cuerpo humano no es una difusión libre pura, sino que está mediado por la microcirculación capilar y las barreras celulares. Por lo tanto, el mapa de ADC representa un promedio de todos los movimientos microscópicos de los protones en cada vóxel. En la práctica clínica, este mapa se visualiza con una escala de grises invertida respecto a la DWI: las áreas donde el agua se mueve libremente se ven hiperintensas,

mientras que las zonas de restricción, típicas de los tumores sólidos como el adenocarcinoma pancreático, se visualizan hipointensas.

Funcionamiento y obtención matemática

La generación del mapa de ADC se basa en la adquisición de, al menos, dos series de imágenes con diferentes valores de factor b, generalmente un b=0 y un b alto de 800 o 1000 s/mm². El sistema informático compara la pérdida de señal entre ambas adquisiciones de forma exponencial. Aquellos tejidos que muestran una caída drástica de señal al aumentar el factor b tienen un coeficiente ADC alto, lo que indica difusión libre. Por el contrario, si la señal se mantiene estable a pesar de aumentar la potencia de los gradientes, el sistema calcula un coeficiente ADC bajo, indicando que las moléculas de agua están atrapadas o restringidas.

Matemáticamente, el ADC se calcula aplicando el logaritmo de la relación de las intensidades de señal frente a la diferencia de los valores de b. Este proceso píxel a píxel genera una imagen paramétrica donde cada valor de gris corresponde a un valor numérico expresado en milímetros cuadrados por segundo. Este funcionamiento permite realizar mediciones mediante la colocación de un ROI (Región de Interés), obteniendo un valor promedio que sirve como biomarcador para caracterizar la agresividad de una lesión sin necesidad de procedimientos invasivos.

Significado clínico y utilidad diagnostica

El significado principal del mapa de ADC reside en su capacidad para diferenciar de manera objetiva entre tejidos benignos y malignos. En un tejido altamente celular como el adenocarcinoma pancreático, el espacio extracelular es mínimo y las membranas celulares están muy juntas, lo que produce una restricción severa del movimiento hídrico y, en consecuencia, un valor de ADC significativamente bajo. En cambio, procesos como la pancreatitis crónica o el parénquima normal suelen presentar valores de ADC más elevados debido a una estructura tisular menos densa y organizada.

Además de la detección, el mapa de ADC tiene un valor pronóstico y de seguimiento fundamental en la oncología actual. La variación de los valores de ADC durante el tratamiento de quimioterapia puede indicar una respuesta terapéutica antes, incluso de que el tumor disminuya de tamaño, un aumento en el valor de ADC sugiere necrosis tumoral y ruptura de membranas, lo que permite al agua moverse con mayor libertad. Por tanto, el ADC no es solo una imagen, sino una herramienta de análisis cuantitativo que aporta una dimensión funcional imprescindible para la precisión diagnóstica en patología pancreática.

Caracterización del adenocarcinoma de páncreas en DWI y mapa de ADC

El adenocarcinoma de páncreas se caracteriza histológicamente por presentar una marcada reacción desmoplásica, con una proliferación densa de tejido fibroso y una alta celularidad neoplásica. Estas propiedades biológicas actúan como obstáculos físicos infranqueables para el movimiento de los protones. En la secuencia de DWI, debido a que el agua no puede desplazarse libremente para ser desfasada por los gradientes de difusión, la lesión retiene la señal y se manifiesta como una zona de marcada hiperintensidad en comparación con el parénquima pancreático sano, especialmente cuando se utilizan valores de factor b elevados como b=800 o 1000 s/mm².

Sin embargo, la interpretación de la imagen hiperintensa en DWI debe realizarse siempre en conjunto con el Mapa de ADC para evitar el artefacto de T2 shine-through, donde tejidos con un T2 muy largo pueden parecer áreas de restricción sin serlo. En el caso del adenocarcinoma, la confirmación diagnóstica se obtiene al observar una hipointensidad en el mapa de ADC en la misma localización anatómica. La combinación de hiperintensidad en DWI e hipointensidad en ADC es el signo radiológico irrefutable de restricción verdadera, lo que permite identificar lesiones incluso cuando son isointensas o difíciles de ver en las secuencias morfológicas convencionales.

Análisis cuantitativo y valores de corte

El valor diagnóstico de la resonancia magnética funcional en el páncreas se potencia mediante la cuantificación del coeficiente ADC. Al colocar una región de interés (ROI) sobre la sospecha tumoral, se obtienen valores numéricos que, en el caso del adenocarcinoma, suelen ser significativamente más bajos que los del tejido normal o de los tumores neuroendocrinos. El significado de estos valores radica en que reflejan la microarquitectura tisular; un ADC bajo es un indicador indirecto de una arquitectura celular compacta y desorganizada, típica de la malignidad, lo que proporciona una capa de información objetiva.

Se establece que el adenocarcinoma pancreático suele presentar valores de ADC que oscilan aproximadamente entre 1.0 y 1.3 X 10-3 mm2/s, aunque estos números pueden variar ligeramente según la intensidad del campo magnético (1.5T o 3T) y el equipo utilizado. Este análisis cuantitativo permite no solo la detección inicial, sino también evaluar la agresividad del tumor y predecir su respuesta al tratamiento de quimioterapia.

Marco metodológico:

Tipo de investigación

Enfoque

Esta investigación tiene un enfoque mixto, ya que se trabaja con variables medibles como los valores de ADC, tamaño tumoral, localización y agresividad expresadas en unidades numéricas y se las comparara entre sí.

Toma de muestra

Esta investigación es retrospectiva. Se utilizarán estudios de resonancia magnética ya realizados y almacenados en el servicio de diagnóstico por imágenes, correspondientes a pacientes con diagnósticos confirmados de adenocarcinoma de páncreas.

Propósito

Esta investigación es no experimental. El estudio no manipula variables ni se aplicará tratamientos. Se limita a observar, registrar y analizar los datos existentes.

Nivel de profundidad

El nivel de profundidad va a ser descriptivo. Se busca detallar los hallazgos característicos del adenocarcinoma pancreático en resonancia magnética, específicamente mediante la secuencia DWI y el mapeo ADC.

Análisis de datos

El análisis será transversal. Cada caso será evaluado en base a un único estudio de resonancia magnética.

Universo

Pacientes diagnosticados con adenocarcinoma de páncreas y estudios mediante resonancia magnética.

Población de estudio

Pacientes adultos con diagnóstico confirmado de adenocarcinoma pancreático que cuenten con estudios de resonancia magnética multiparamétrica (incluyendo secuencia DWI y mapa ADC).

Muestra

La muestra de la presente investigación quedó conformada por 5 pacientes adultos con diagnóstico presuntivos o confirmados de adenocarcinoma de páncreas. Se seleccionaron exclusivamente aquellos estudios que contaban con la totalidad de las secuencias necesaria para una caracterización tisular completa incluyendo imágenes ponderadas en difusión (DWI) y su correspondiente procesamiento mediante mapas de coeficiente de difusión aparente (ADC).

El proceso de recolección de datos y selección de las imágenes se desarrolló durante un periodo de seis meses, comprendido entre agosto de 2025 y enero de 2026. Los estudios fueron obtenidos de los archivos digitales de una institución de salud de alta complejidad, la cual, por razones de confidencialidad y ética profesional, se mantiene bajo reserva de identidad. Al recolectar la muestra

en un intervalo temporal acotado y en un mismo centro asistencial, se garantizó que todos los pacientes fueran explorados bajo condiciones técnicas similares, utilizando para ello un equipo de alto campo GE Signa Voyager de 1.5 Tesla.

Criterios

Criterios de inclusión:

- Paciente con diagnóstico confirmado de adenocarcinoma de páncreas.
- Estudios de resonancia magnética completos, con secuencia DWI y mapeo ADC.
- Pacientes mayores de 18 años.

Criterios de exclusión:

- Casos con estudios incompletos o artefactos que interfieran en la imagen.
- Lesiones pancreáticas benignas o de otro tipo de histología.
- Pacientes sometidos a tratamientos (quimioterapia o radioterapia) con anterioridad.
- Pacientes menores a 18 años

Variables

Variables	***Tipo***	***Indicador***	***Operacionalización***	***Valor-unidad***
Localización tumoral	Cualitativa nominal	Segmento pancreático comprometido	Registro de la localización anatómica de la lesión según los informes y la imágenes de resonancia magnética	○ 1: cabeza ○ 2: cuerpo ○ 3: cola ○ 4: proceso uncinado ○ 5: multifocal
Valor ADC promedio	Cuantitativa continua	Coeficiente de difusión aparente medio del tumor	Medir el valor ADC promedio mediante ROI en áreas solidas de la lesión en el mapa ADC	$\times 10^{-3}$ mm²/s
Tamaño tumoral	Cuantitativa continua	Diámetro máximo del tumor	Medición del eje mayor de la lesión en la secuencia que mejor delimite los bordes	Milímetros mm
Patrón de señal en DWI	Cualitativa ordinal	Intensidad de señal del tumor en imágenes de difusión	Evaluación visual comparativa de la señal tumoral respecto al parénquima pancreático normal en imágenes DWI	○ 1: Hipointensa ○ 2: Isointensa ○ 3:Hiperintensa ○ 4:Heterogénea
Alteración del conducto	Cualitativa ordinal	Estado morfológico del	Evaluación del conducto pancreático	○ 0: Sin alteraciones

pancreático principal		conducto pancreático principal	mediante secuencias T2 y colangiopancreatografía por resonancia magnética	○ 1:Dilatado ○ 2:Estenótico ○ 3:Interrumpido
Patrón de realce post-gadolinio	Cualitativa nominal	Comportamiento del tumor tras la administración de contraste	Análisis del realce tumoral en secuencias dinámicas T1 post contraste en las distintas fases	○ 1: Hiporrealce ○ 2: Hiperrealce ○ 3: Realce periférico ○ 4: Realce heterogéneo ○ 5: Sin realce significativo

Tabla casos clínicos:

Casos clínicos	***Localización tumoral***	***Valor ADC promedio*** $\times 10^{-3}$ mm^2/s	***Tamaño tumoral*** mm	***Patrón de señal en DWI***	***Alteración del conducto pancreático principal***	***Patrón de realce post-gadolinio***
Caso 1	1	1.10	26	3	1	1
Caso 2	2	1.05	45	3	0	1
Caso 3	1	1.18	18	3	0	4
Caso 4	2	0.98	22	3	0	1
Caso 5	1	1.08	35	3	1	1

Instrumento de recolección de datos

Para la obtención y el análisis de la información técnica de los casos seleccionados se utilizaron diferentes instrumentos que permitieron la transformación de los datos en variables cuantitativas y cualitativas. El instrumento principal de adquisición fue el resonador de alto campo GE Signa Voyage de 1.5 Tesla. Como herramienta de visualización y gestión de las imágenes, se empleó un sistema de comunicación y archivo de imágenes llamado PACS, este instrumento permitió el acceso remoto a los estudios almacenados en formato DICOM, facilitando la revisión retrospectiva de las historias clínicas radiológicas y la selección de las imágenes con mayor valor diagnóstico.

Por último, para la obtención de los datos cuantitativos del adenocarcinoma pancreático, se utilizó un programa de post-procesamiento equipada con software específico para el análisis de

difusión (DWI). Este instrumento fue crucial para la generación de los mapas de Coeficiente de Difusión Aparente (ADC) y la posterior colocación de regiones de interés (ROI) sobre las lesiones tumorales.

Resultados

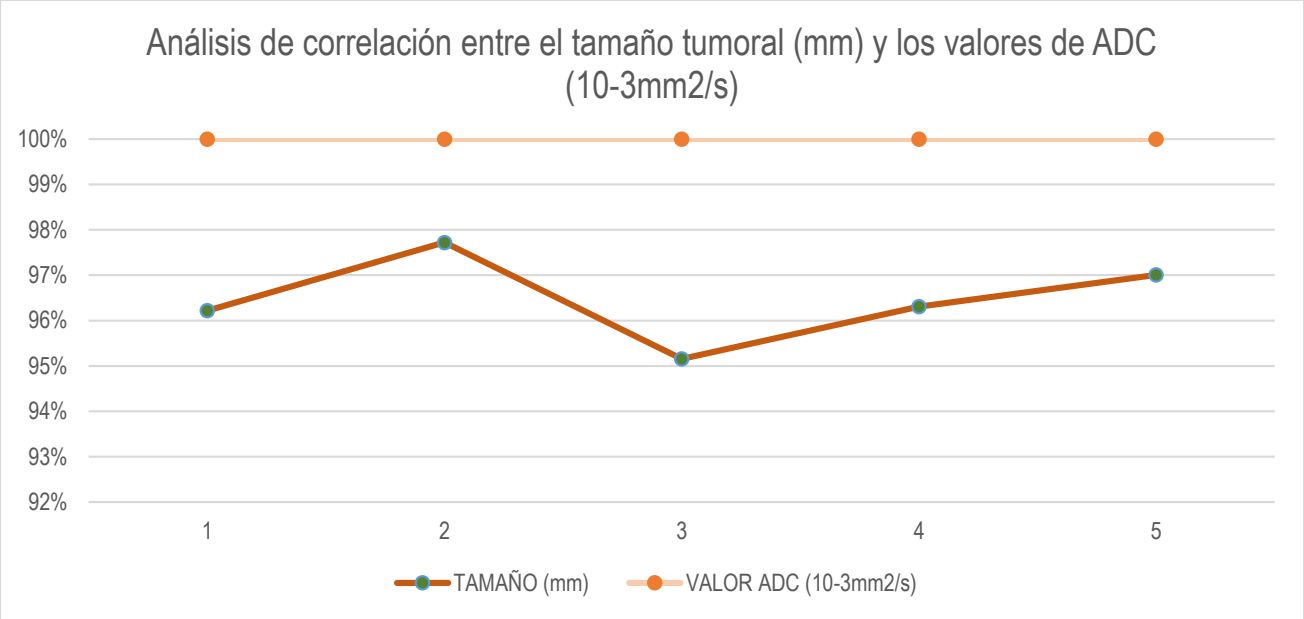


Grafico 1

Al analizar la relación entre el tamaño de las masas tumorales y sus respectivos valores de ADC, se determinó que no existe una correlación lineal entre ambas variables. Esto significa que la capacidad de restricción del tumor, su agresividad biológica reflejada en el ADC, es independiente de su volumen macroscópico. Un hallazgo relevante fue observar que las lesiones pequeñas presentaron valores de restricción tan severos como los de masas de mayor tamaño, lo que valida la alta sensibilidad de la secuencia de difusión para identificar lesiones neoplásicas incipiente.

Esta independencia de datos refuerza la hipótesis de que el mapa ADC actúa como un biomarcador de la microarquitectura tumoral más que del crecimiento físico de la lesión. Este dato es relevante porque la optimización de la secuencia de difusión permite detectar cambios patológicos a nivel celular antes de que el tumor alcance dimensiones que comprometan estructuras vecinas, siendo una herramienta de gran valor para la estadificación precisa del paciente.

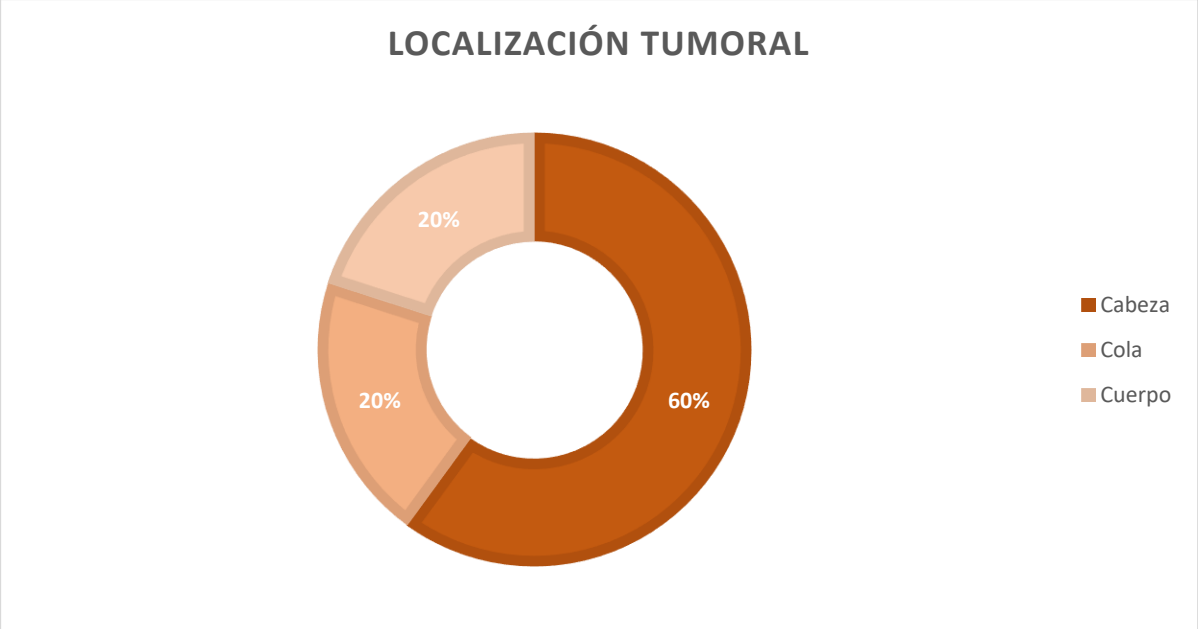


Grafico 2

En cuanto a la distribución anatómica de las lesiones en la muestra analizada, se observó un predominio evidente en la cabeza del páncreas, abarcando el 60% de los casos. Esta distribución es coincidente con la literatura científica internacional y la evidencia clínica, que posiciona a esta región como el sitio de mayor incidencia para esta patología. La ubicación de estas masas explica la sintomatología predominante de los pacientes del estudio, quienes manifestaron principalmente ictericia obstructiva severa.

Asimismo, la identificación de tumores en el cuerpo y la cola, el 40% restante, resalta la importancia de realizar protocolos de resonancia magnética integrales que cubran la totalidad de la glándula. Aunque las lesiones en el cuerpo y cola suelen ser diagnosticadas en estadios más avanzados por ser inicialmente asintomáticas, la secuencia de difusión demostró ser igualmente efectiva para su detección, permitiendo delimitar los bordes tumorales incluso en zonas de anatomía compleja o compromiso vascular.

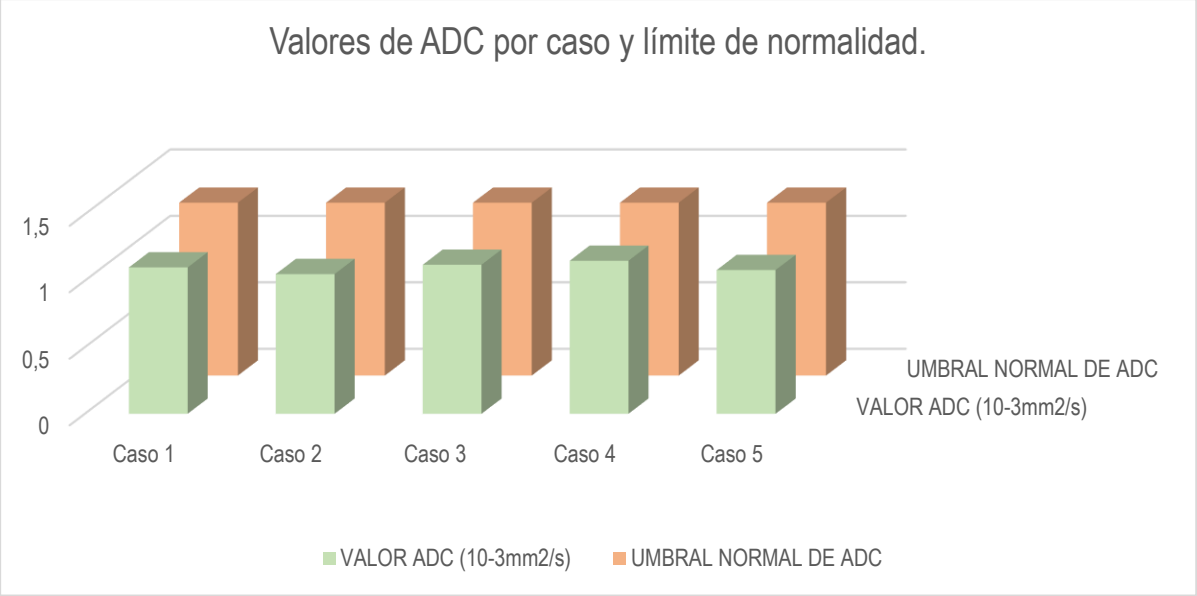


Grafico 3

El análisis de los valores del Coeficiente de Difusión Aparente (ADC) en los cinco casos estudiados reveló una tendencia constante hacia la restricción de la difusión. En todos los pacientes los valores obtenidos se situaron por debajo del umbral de 1.3X10-3mm2/s, con un promedio general de 1.10X10-3mm2/s. Esta disminución cuantitativa de la señal es un indicador directo de la elevada densidad celular y el denso estroma fibroso que caracteriza el adenocarcinoma de páncreas.

Estos hallazgos confirman que la medición del mapa ADC no sólo complementa la evaluación visual de la secuencia DWI, sino que aporta una herramienta diagnóstica objetiva. Al encontrar valores consistentemente bajos, se logra diferenciar con mayor precisión el tejido tumoral del parénquima pancreático sano o de procesos inflamatorios crónicos, los cuales suelen presentar valores de difusión más elevados. Por lo tanto, el uso del mapa ADC se consolida como un pilar fundamental para disminuir los falsos positivos en el diagnóstico por imágenes.

Conclusión

El adenocarcinoma de páncreas constituye una de las neoplasias de mayor agresividad y peor pronóstico dentro del espectro oncológico, debido principalmente a su diagnóstico tardío, su comportamiento biológico infiltrativo y su elevada capacidad metastásica. En este contexto, la optimización de las herramientas diagnósticas adquiere un rol determinante en la valoración prequirúrgica y en la planificación terapéutica.

A partir del análisis desarrollado en el presente trabajo, se confirma que la resonancia magnética, y en particular la secuencia ponderada por difusión (DWI) junto con el mapeo del coeficiente de difusión aparente (ADC), aporta información funcional complementaria a la evaluación morfológica convencional. La restricción de la difusión observada en el adenocarcinoma pancreático, asociada a valores de ADC disminuidos, refleja la alta celularidad tumoral y su microestructura desorganizada, permitiendo una caracterización más precisa de la lesión.

Asimismo, la correlación entre los hallazgos en DWI/ADC y las variables de extensión tumoral contribuye a una estadificación más completa en la etapa prequirúrgica, favoreciendo la identificación de lesiones pequeñas y la diferenciación entre tejido tumoral y parénquima pancreático sano o inflamatorio. Esto resulta especialmente relevante en una patología donde la posibilidad de resección curativa depende estrictamente del estadio al momento del diagnóstico.

En función de los objetivos planteados, se concluye que la resonancia magnética con secuencia de difusión y mapeo ADC no solo mejora la detección del adenocarcinoma de páncreas, sino que fortalece la valoración de su agresividad y extensión, constituyéndose como una herramienta diagnóstica fundamental dentro del abordaje integral de esta enfermedad.

Finalmente, se destaca la importancia de continuar promoviendo la formación técnica especializada y la investigación en el ámbito de la bioimagenología, especialmente en el contexto argentino, donde la producción científica en esta área aún es limitada. La incorporación sistemática de técnicas funcionales avanzadas como la DWI y el ADC representa un avance concreto hacia diagnósticos más precisos, decisiones terapéuticas mejor fundamentadas y, potencialmente, una mejora en el pronóstico de los pacientes afectados por esta patología.

Bibliografía

1. *American Cancer Society. (2025). Estadios del cáncer de páncreas: Estadificación del cáncer de páncreas. Sociedad Americana del Cáncer.*
2. *Barral, J. K., Lanzman, R. S., Guimaraes, A. R., & Sirlin, C. B. (2010). Un valor característico para el coeficiente de difusión aparente en el adenocarcinoma pancreático. Magnetic Resonance in Medicine.*
3. *Brown, M. A., & Semelka, R. C. (2011). MRI: Basic Principles and Applications (4ta ed.). Wiley-Blackwell.*
4. *Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2020). The essential physics of medical imaging (4ta ed.). Wolters Kluwer.*
5. *Bushong, S. C. (2017). Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles (4ta ed.). Elsevier.*
6. *Costa, J., & Soria, J. A. (2015). Resonancia Magnética dirigida a Técnicos Superiores en Imagen para el Diagnóstico. Elsevier España. [Agregado]*
7. *De Santibañes, M., & Mazza, O. M. (2017). Manejo actual del cáncer de páncreas. Revista Hospital Italiano de Buenos Aires, 37(1), 5-13.*
8. *De Santibañes, M., Ocampo, C., Mazza, O., et al. (2016). Primer Consenso Argentino de Cáncer de Páncreas: Recomendaciones para el diagnóstico, estadificación, tratamiento y paliación. Revista Argentina de Cirugía, 108(4), 213-220.*
9. *Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. M. (2015). Gray. Anatomía para estudiantes (3ra ed.). Elsevier. (Nota: Esta es la edición estándar para estudiantes, si tienes una específica "Student Edition" el formato se mantiene igual).*
10. *General Electric Healthcare. (2025). SIGNA™ Voyager: Operator's Manual and Clinical Application Guide for Technologists. GE Medical Systems.*
11. *Ginès, À., & De Madaria, E. (Eds.). (2014). Enfermedades comunes del páncreas. Clínicas Iberoamericanas de Gastroenterología y Hepatología (Vol. 2). Elsevier.*
12. *Grupo Español de Pacientes con Cáncer [GEPAC]. (2017). Páncreas: Guía para pacientes y familiares. Universidad Rey Juan Carlos.*
13. *Hansen, J. T. (2015). Netter. Anatomía Radiológica (2da ed.). Elsevier España.*
14. *Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, P. (2014). Metodología de la investigación (6ta ed.). McGraw-Hill.*
15. *Kartalis, N., Lindholm, T. L., Aspelin, P., & Albiin, N. (2013). Imagen de RM ponderada en difusión del páncreas. European Radiology, 23(5), 1350-1359.*
16. *Koh, D. M., & Collins, D. J. (2007). Diffusion-weighted MRI in the body: Applications and challenges in oncology. AJR. American Journal of Roentgenology, 188(6), 1622–1635.*
17. *Latarjet, M., & Ruiz Liard, A. (2019). Anatomía Humana (5ta ed.). Editorial Médica Panamericana. (Esta es la cita para el "Latarjet", el tratado clásico que mencionaste).*
18. *Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2017). Anatomía con orientación clínica (8va ed.). Wolters Kluwer.*
19. *Moreno Planas, J. M., Sánchez Ortega, A., García Bueno, J. M., & Ramírez Castillejo, C. (Eds.). (2010). Avances en Cáncer de Páncreas, del Laboratorio a la Clínica. Universidad de Castilla-La Mancha.*
20. *Netter, F. H. (2014). Atlas de Anatomía Humana (6ta ed.). Elsevier.*

21. *Ramón-Botella, E., De Miguel-Campos, E., & Hernández-Moreno, L. (2004). Protocolo de exploración mediante resonancia magnética en la pancreatitis aguda. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.*
22. *Rodríguez-Asiain, M., Gómez-Pérez, M. G., Sánchez-Cortazar, J., et al. (2006). Colangiopancreatografía por resonancia magnética. Acta Médica Grupo Ángeles, 4(1), 23-37.*
23. *Seif, E. M. A. A., Elsayed, F. M., & Elbialy, A. A. A. (2022). The value of diffusion weighted MRI in evaluation of pancreatic lesions. International Journal of Health Sciences, 6(S3), 5719-5728.*
24. *Taouli, B., & Koh, D. M. (2010). Diffusion-weighted MR imaging of the liver. American Journal of Roentgenology, 194(1), 14–24.*
25. *Westbrook, C., Roth, C. K., & Talbot, J. (2018). MRI in Practice (5ta ed.). Wiley-Blackwell.*

Anexos

Caso clínico número 1:

Historia clínica.

Se trata de un paciente masculino de 57 años que acude a una consulta por un cuadro de ictericia obstructiva indolora de aparición insidiosa, acompañada de coluria (orina oscura) y acolia (heces claras). El paciente refiere una pérdida de peso involuntaria de aproximadamente 8 kilogramos en los dos ultimos meses y astenia marcada. Los marcadores tumorales revelan un nivel de CA 19-9 de 450U/ml, lo que eleva la sospecha clínica.

Descripción morfológica y tumoral

En la Resonancia Magnética se identifica una masa focal de 26 mm localizada en la cabeza del páncreas. La lesión es infiltrante y presenta bordes mal definidos que rodean el colédoco distal. Morfológicamente, condiciona una dilatación retrógrada masiva tanto del conducto biliar común como del conducto pancreático principal, lo que en radiología se denomina "signo del doble conducto". Tras la administración de gadolinio, la masa muestra un hiporrealce persistente en todas las fases (arterial, portal y tardía), lo que refleja la escasa vascularización del estroma desmoplásico.

Análisis de DWI y ADC

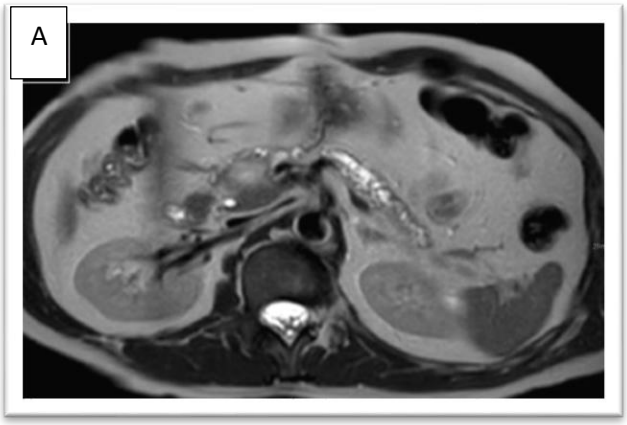
DWI

En la secuencia b=1000, la lesión destaca con una señal marcadamente hiperintensa. Este fenómeno ocurre debido a que el adenocarcinoma ductal sustituye la arquitectura glandular normal por una red densa de células malignas y fibras de colágeno. El agua extracelular se ve atrapada en esta microestructura compacta, perdiendo su energía de movimiento. Esa inmovilización de las moléculas de agua se traduce en un realce hiperintenso en la imagen de difusión.

ADC

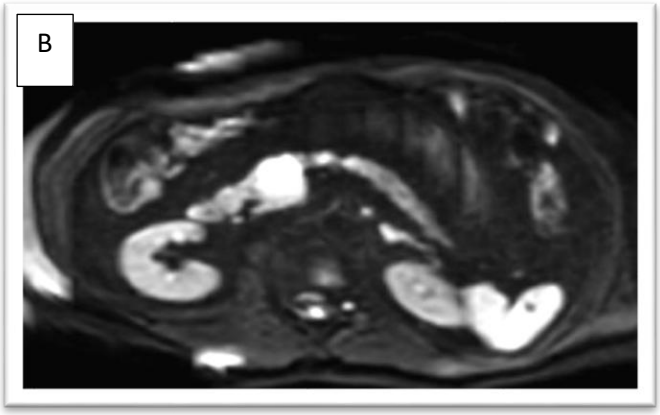
El mapa de ADC confirma la restricción verdadera al mostrar una señal hipointensa en la misma región. El valor medido es de 1.10 x 10-3mm2/s. Este número es el parámetro cuantitativo clave, ya que mientras el páncreas sano permite que el agua se mueva con facilidad, el tumor lo impide. La caída de señal en el mapa de ADC es la prueba definitiva de que no estamos ante edema o inflamación, sino ante un tejido sólido altamente celular y fibrótico.

Imágenes del caso clínico número 1



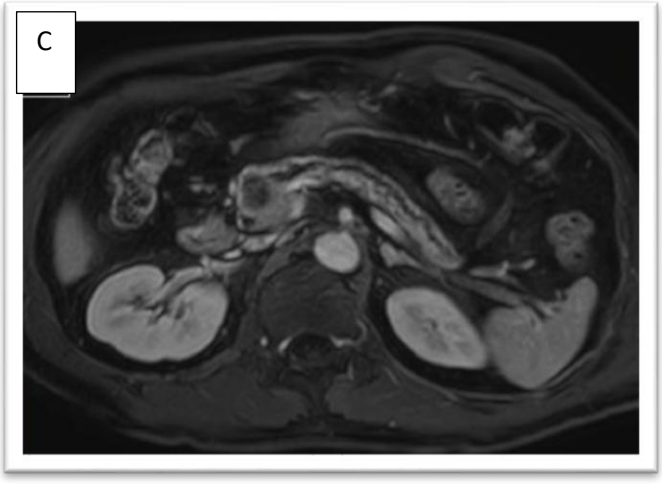
Axial FRFSE

La lesión en la cabeza pancreática se identifica por una alteración en la señal habitual. Se aprecia claramente la dilatación del conducto pancreático principal, que aparece como una línea hiperintensa que recorre el páncreas atrofiado debido a la obstrucción generada por el tumor.



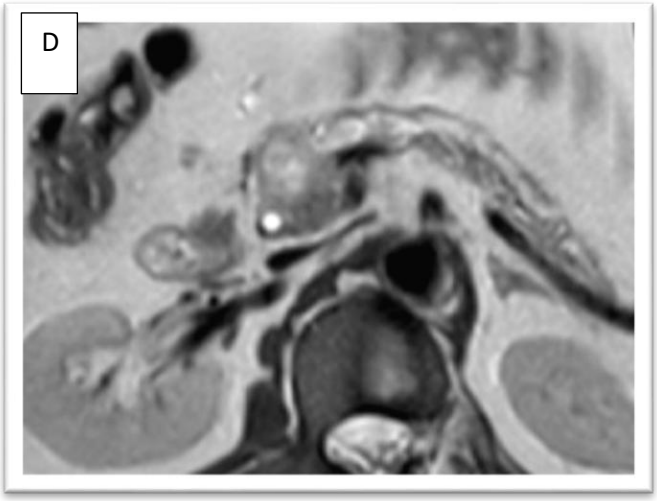
DWI

El nódulo de 26 mm muestra una hiperintensidad marcada, lo que indica una restricción a la difusión, característica común de los tumores malignos con alta celularidad como el adenocarcinoma.



Axial T1 FS dinámico

Luego de la administración de gadolinio, el tumor se presenta como una lesión hipocaptante. Mientras que el tejido pancreático normal realza con el contraste, el adenocarcinoma permanece hipointenso, permitiendo delimitar mejor su tamaño y su relación con los vasos sanguíneos circundantes



Coronal T2 SSFSE

Se confirma la formación de la masa presente en la cabeza del páncreas y se visualiza con mayor detalle la integridad del tumor y la vena mesentérica superior



ADC

La lesión se observa hipointensa, la combinación de hiperintensidad en DWI y la hipointensidad en ADC confirma la patológicamente la restricción real a la difusión.

Caso clínico número 2

Historia clínica

Paciente femenina de 68 años con dolor abdominal vago y crónico, localizado en el epigastrio e irradiado a hipocondrio izquierdo. No presenta ictericia. Inicialmente, la paciente fue estudiada por ecografía, donde se observó una lesión que parecía ser un quiste complejo, lo que llevó a considerar diagnósticos como pseudoquiste pancreático post-pancreatitis silente.

Descripción morfológica y tumoral

La resonancia magnética revela una voluminosa formación expansiva de 45 mm situada en el cuerpo y la cola del páncreas. La morfología es heterogénea, con áreas centrales de licuefacción que imitan quistes. Sin embargo, se identifican tabiques gruesos y nódulos sólidos en la periferia. Un hallazgo desconcertante es la ausencia de dilatación del conducto pancreático, lo cual es inusual para una masa de este tamaño, sugiriendo un crecimiento exofítico que no ocluye el lumen ductal.

Análisis de DWI y ADC

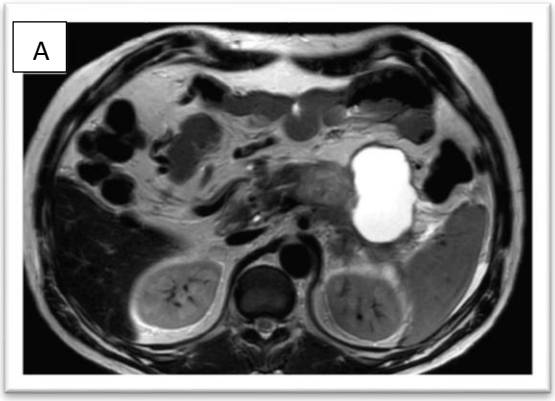
DWI

La difusión permite diseccionar la masa. Mientras las áreas necróticas centrales no restringen, los componentes sólidos y los nódulos murales hiperintensos se visualizan intensamente. Este realce en la difusión es fundamental para identificar las áreas proliferantes y agresivas del tumor, diferenciándolas del líquido muerto o detritos celulares que no tienen importancia diagnóstica.

ADC

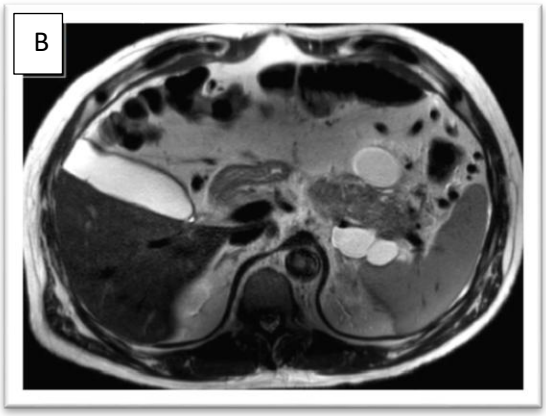
El mapa de ADC es dicotómico: las zonas líquidas se observan como difusión facilitada, pero los nódulos sólidos son marcadamente hipointensos, con un valor de 1.05 x10-3 mm2/s. Esta marcada hipointensidad en el mapa es el signo patognomónico de que el núcleo biológico es un adenocarcinoma ductal con alta densidad celular en su periferia activa.

Imágenes del caso clínico número 2



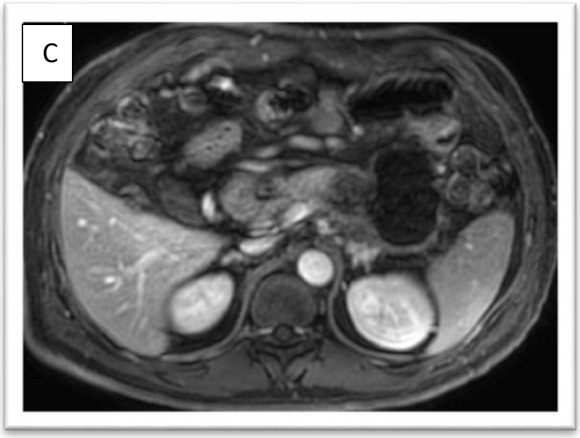
Axial SSFSE

Esta secuencia resalta el contenido de la lesión observándose hiperintenso. Definiendo la arquitectura interna



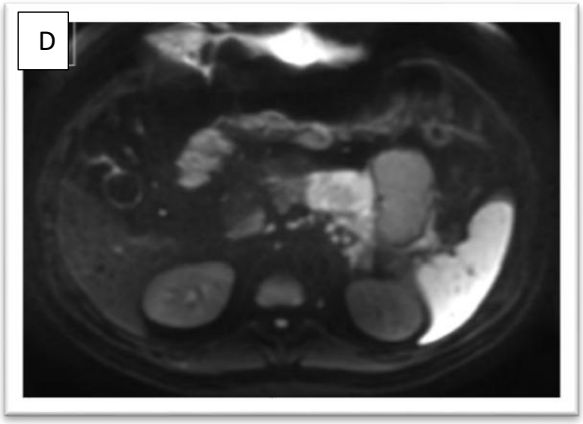
Axial FRFSE FS

Al saturar la señal de la grasa, permite confirmar que la hiperintensidad de la lesión se debe a líquidos y no a tejido adiposo.



Axial T1 FS dinámica

la lesión muestra un realce hipointenso bajo en comparación con el bazo y el resto del páncreas, característico de la patología.



DWI

Se observa una señal de alta intensidad en áreas solidas del tumor, sugiriendo una restricción a la difusión de las moléculas de agua

Caso clínico número 3

Historia Clínica Completa

Paciente masculino de 59 años derivado de oncología por sospecha de cáncer de páncreas debido a pérdida de peso progresiva y marcadores tumorales, CA 19-9, en ascenso. Sin embargo, una Tomografía Computada (TC) previa había sido informada como inespecífica lo que retrasó el diagnóstico.

Descripción Morfológica y Tumoral

En las secuencias T1 y T2 de la resonancia magnética, la glándula parece conservada. Se identifica una pequeña lesión de 18 mm en la cabeza del páncreas. Es una masa isointensa, es decir, tiene exactamente la misma señal y color que el resto de la glándula sana, por lo que no deforma el contorno del órgano. En el estudio con contraste, el realce es progresivo, lo que significa que el tumor capta el gadolinio lentamente, apareciendo más hiperintenso solo en las fases tardías, lo que lo hace invisible en las fases arteriales convencionales.

Análisis de DWI y ADC:

DWI

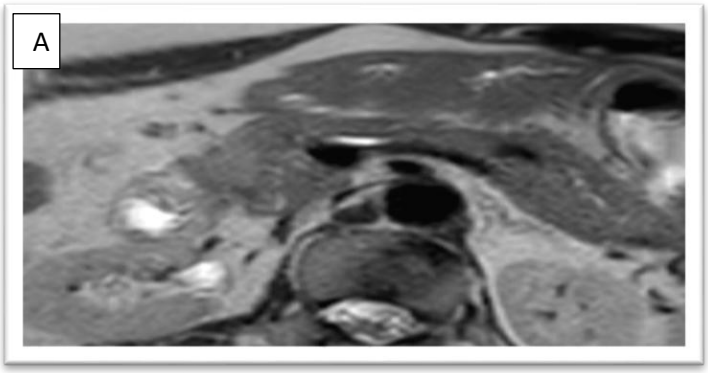
Al suprimir la señal de los tejidos con un movimiento normal, el tumor se visualiza hiperintenso. Aunque anatómicamente el tumor parece páncreas normal, su microestructura celular es

radicalmente diferente ya que se puedo observar que las células tumorales están comprimidas de tal manera que el agua no puede vibrar libremente, lo que lo hace destacar inmediatamente en b=1000.

ADC

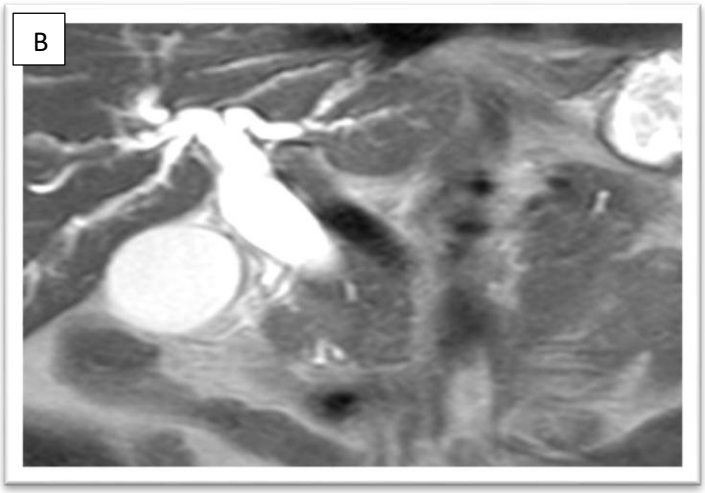
El mapa de ADC revela una caída de señal focal con un valor de 1.18 x 10-3 mm2/s. En un mapa donde el resto del páncreas se puede observar isointenso, esta sección se observa hipointensa y es la única prueba objetiva y cuantitativa de que existe un foco de alta celularidad maligna, permitiendo confirmar el diagnóstico de un tumor que era invisible por todos los demás métodos de imagen.

Imágenes del caso clínico número 3



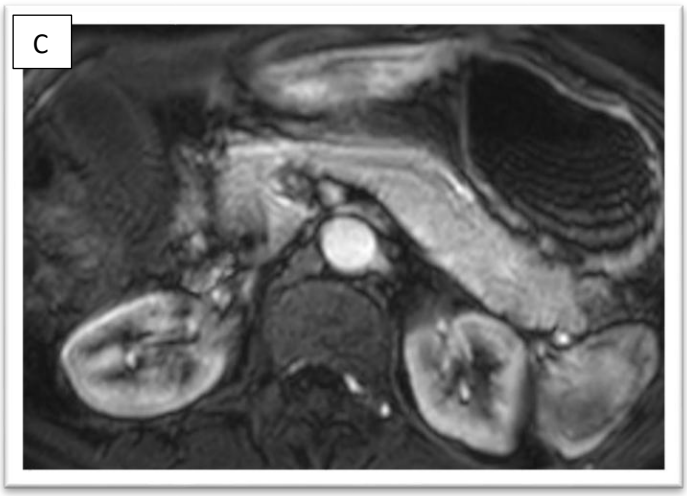
Axial SSFSE

Se observa una lesión focal de la cabeza pancreática que genera una obstrucción de la vía biliar. El parénquima pancreático muestra un aumento de volumen difuso, en este caso no se puede observar una dilatación significativa del conducto pancreático principal.



Coronal T2 SSFSE

Esta secuencia permite visualizar la dilatación de la vía biliar intra y extrahepática secundaria a la masa localizada en la cabeza del páncreas.

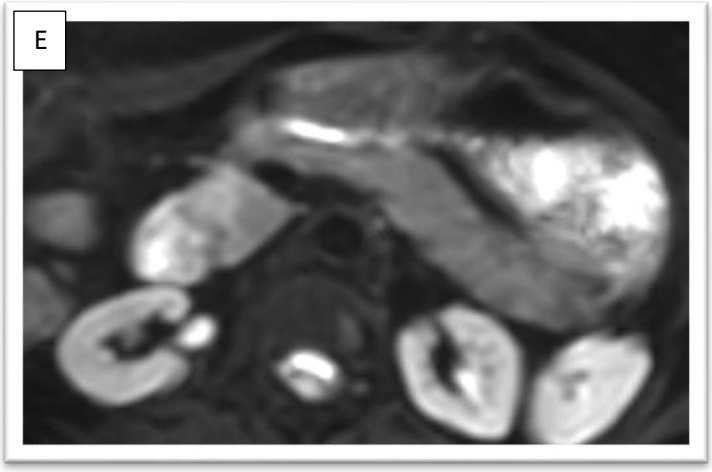


Axial T1 FS dinámico fase inicial

La lesión muestra un realce progresivo luego de la administración de gadolinio. En esta fase la masa se observa hipointensa, luego tiende a igualar o aumentar su señal en fases más tardías (D).

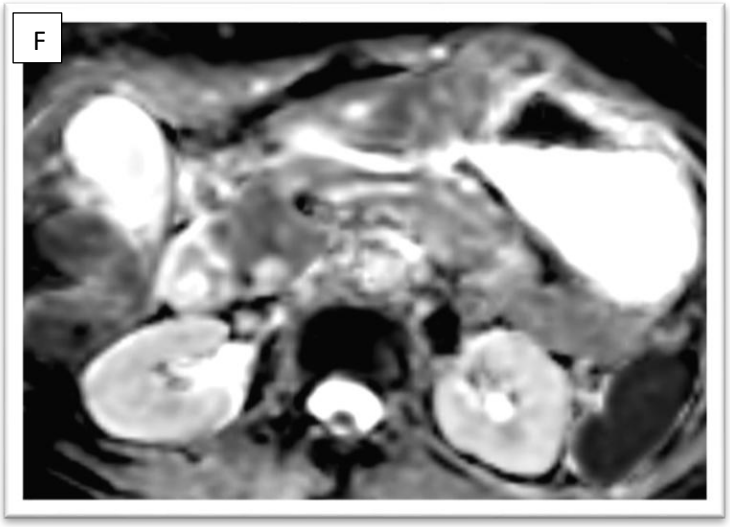


Axial T1 FS dinámico fase tardía



Axial DWI

Se puede identificar una marcada hiperintensidad en la región de la cabeza del páncreas. Indicando una restricción del movimiento de las moléculas de agua.



ADC

La lesión se observa hipointensa en el mapeo. La hiperintensidad en DWI (E) y la hiperintensidad observada en el mapeo confirma la restricción real a la difusión.

Caso clínico número 4

Historia Clínica

Paciente masculino de 33 años que ingresa por urgencias con un cuadro clínico clásico de pancreatitis aguda: dolor epigástrico en cinturón, elevación de amilasa y lipasa tres veces por encima del valor normal. Tras una semana de tratamiento médico, el dolor no cede y el paciente desarrolla una febrícula, lo que obliga a buscar una causa subyacente más allá de la inflamación biliar o alcohólica.

Descripción Morfológica y Tumoral

La resonancia magnética muestra un páncreas edematizado y aumentado de tamaño globalmente. Se identifica una masa infiltrante de 22 mm en el cuello pancreático. Sin embargo, el conducto pancreático principal atraviesa la zona de la masa sin dilatarse y manteniendo un calibre normal, lo que suele asociarse a procesos benignos.

Análisis de DWI y ADC:

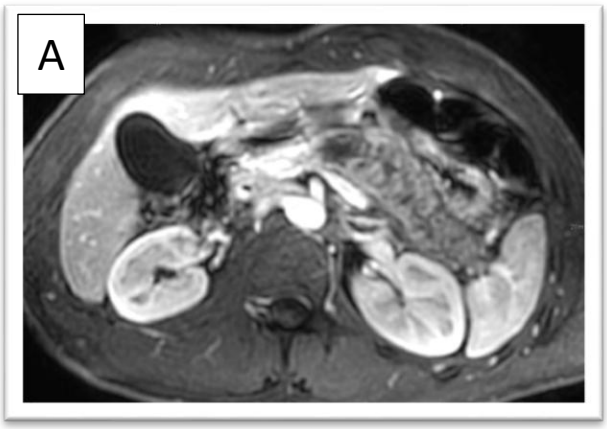
DWI

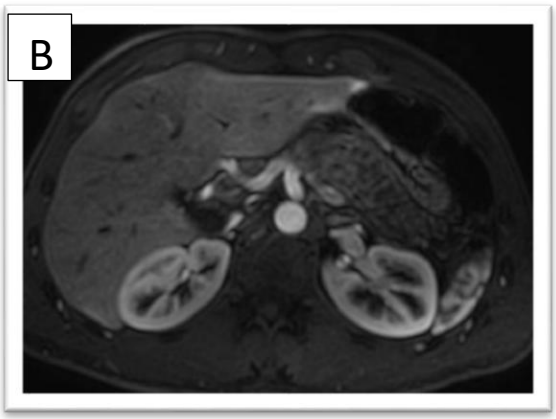
La inflamación genera edema, que es acumulación de agua libre. El agua libre se mueve rápido y desaparece en la imagen dando como resultado un b=1000. Sin embargo, en medio del páncreas inflamado, se pudo localizar una zona hiperintensa circular. Esto indicó que, bajo el edema de la pancreatitis, existía una estructura sólida que retenía los protones.

ADC

El valor del mapeo fue de 0.98 x 10-3mm2/s. En una pancreatitis común, el mapa de ADC es isointenso o hiperintenso (difusión facilitada por el líquido del edema). Al observar una señal hipointensa con un valor menor a 1.0, se pudo detectar que se trataba de un adenocarcinoma ductal que estaba provocando la pancreatitis por micro-obstrucción, permitiendo un tratamiento oncológico temprano.

Imágenes del caso clínico número 4



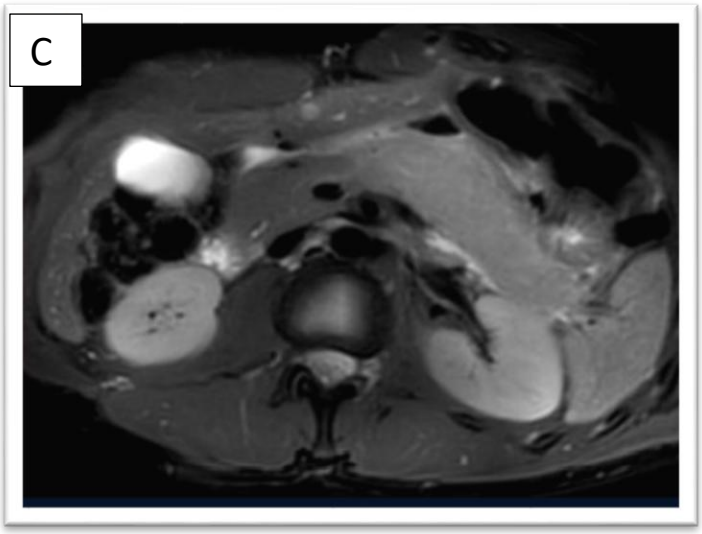


A y B)

Axial T1 FS dinámico (post contraste)

Fases arterial y venosa

Se observa un realce heterogéneo en el parénquima. La dificultad diagnóstica radica en identificar un nódulo en el cuello del páncreas, el cual se presenta hipointenso respecto a los demás tejidos.



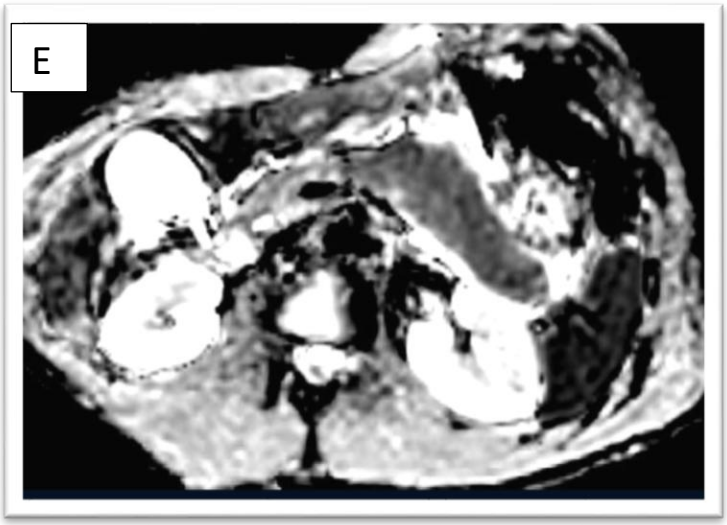
Axial FRFSE FS

Se observa dilatación del conducto pancreático principal. El parénquima pancreático presenta señal heterogénea, con alteración de su morfología habitual.



DWI

Se observa una marcación hiperintensa en el cuello del páncreas indicando restricción del movimiento del agua debido a la alta densidad celular del tumor.



ADC

En el área del cuello del páncreas se puede observar hipointensidad. Esta caída de señal en el mapa de ADC confirma que la restricción es real.

Caso clínico número 5

Historia Clínica

Paciente masculino de 75 años con ictericia obstructiva severa, prurito generalizado y pérdida de peso de 10 kg. El paciente presenta una bilirrubina de 18 mg/dL. Se solicita una Colangiopancreatografía por Resonancia para evaluar la posibilidad de colocar un drenaje biliar o realizar una cirugía de Whipple.

Descripción Morfológica y Tumoral

La resonancia magnética muestra una obstrucción completa del conducto biliar común a nivel de la cabeza del páncreas, con una dilatación masiva de la vía biliar intra y extrahepática. Se identifica una masa voluminosa de 35 mm en la cabeza pancreática. El tumor invade el plano graso que rodea la arteria mesentérica superior, lo que lo clasifica inicialmente como un tumor localmente avanzado.

Análisis de DWI y ADC:

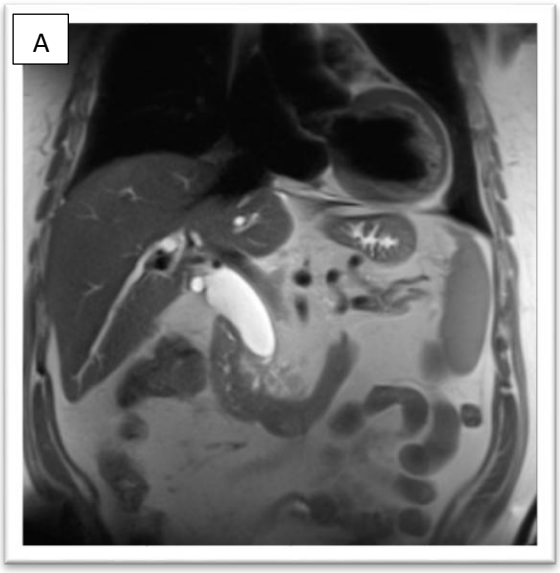
DWI

El tumor muestra una señal hiperintensa uniforme. Esta secuencia ayuda a separar el tumor sólido de las secreciones biliares densas y estancadas en los conductos obstruidos, que a veces pueden dar señales hiperintensas en T2, pero no en difusión b=1000.

ADC

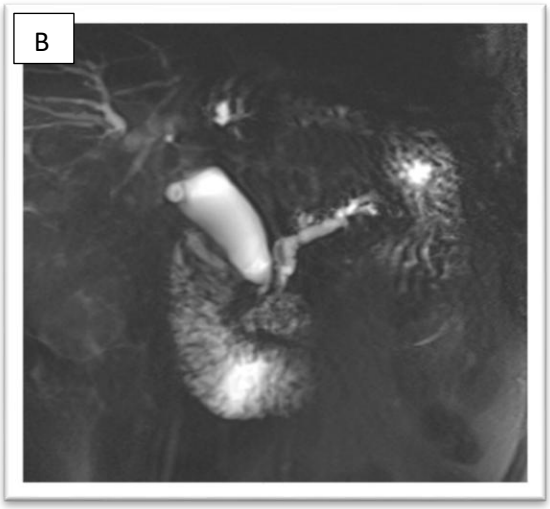
El valor medido es de 1.08 x10-3mm2/s. La marcada hipointensidad en el mapa de ADC permite delimitar con precisión milimétrica el borde tumoral frente a la vía biliar dilatada. Esto es muy importante, ya que permite distinguir qué es tumor sólido y qué es simplemente dilatación o inflamación secundaria.

Imágenes del caso clínico número 5



T2 CORONAL SSFSE

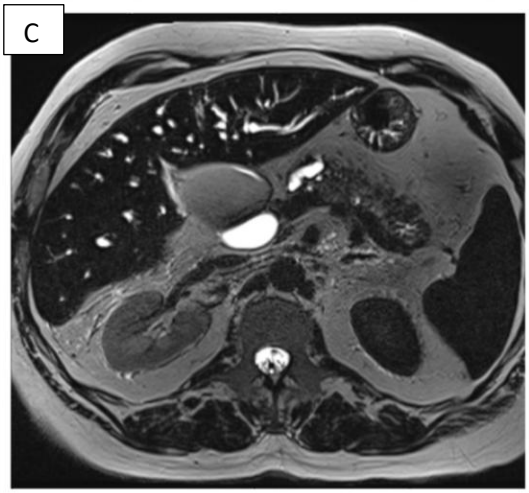
Se visualiza una dilatación ductal difusa intra y extrahepatica. Se puede observar la vesícula biliar distendida, la interrupción de los conductos pancreáticos.



MRCP OBLICUO

La ausencia de defectos en la imagen confirma que la obstrucción es generada por una masa tumoral.

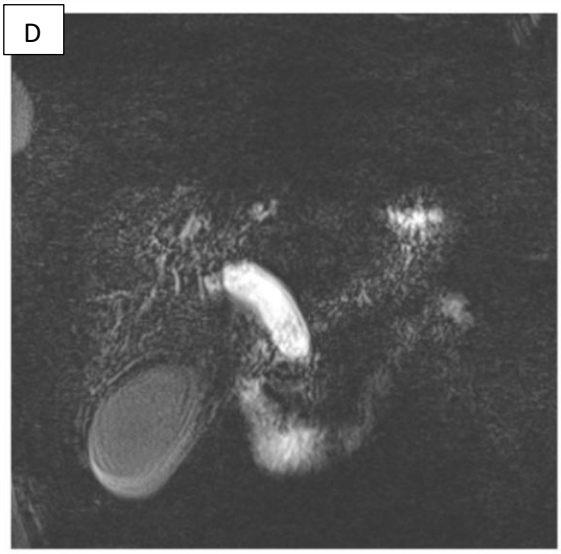
C



AXIAL T2 SSFSE

Muestra una masa tumoral ligeramente hiperintensa en la cabeza del páncreas. Se puede observar la atrofia del cuerpo y la cola del páncreas.

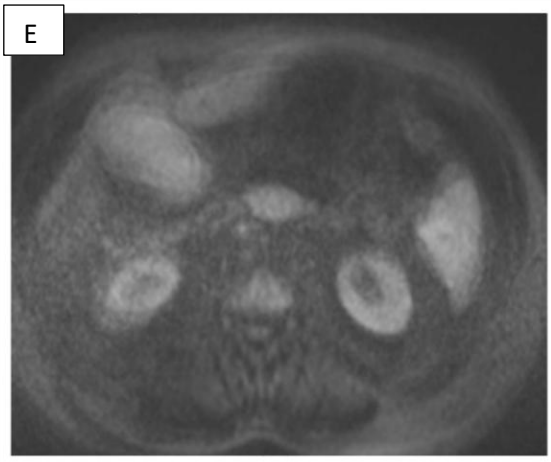
D



Coronal T2 SSFSE

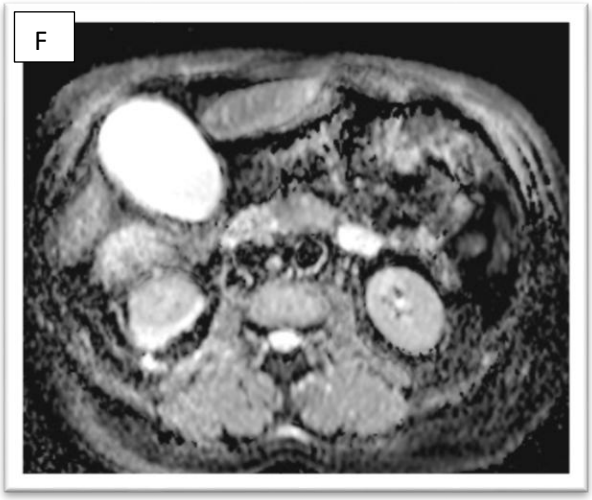
Permite identificar la inflamación de un ganglio linfático en el tronco celíaco por encima del cuello pancreático, lo que sugiere la extensión de la patología.

E



Axial DWI

Se observa una zona de restricción de señal que se observa hiperintensa tanto en la masa tumoral encontrada en el páncreas como en el ganglio perteneciente a tronco celiaco.



ADC

La caída de señal en las áreas de la masa y el ganglio confirma la restricción de la señal es verdadera.