

UNIVERSIDAD DE COSTA RICA
SISTEMA DE ESTUDIOS DE POSGRADO

**Parámetros técnicos óptimos para realizar una tomografía computarizada
de alta resolución de tórax en pacientes adultos con enfermedad
pulmonar intersticial difusa: revisión bibliográfica.**

Tesis sometida a la consideración de la Comisión del Programa de Estudios de
Posgrado Radiología e Imágenes Médicas para optar al grado y título de
Médico Especialista en Radiología e Imágenes Médicas.

Dr. Marco Antonio Sánchez Rojas

Residente de Radiología e Imágenes Médicas

Código 14582

Ciudad Universitaria Rodrigo Facio

Costa Rica 2023

Dedicatoria

A Dios y a mis padres, Lupita y Luis, por todo el esfuerzo invertido en mi educación, por acompañarme en cada paso, por su apoyo incondicional, la paciencia y todo el amor que ha sido el impulso para alcanzar cada meta propuesta.

A mi hermana, Marianela, por compartir tantos años de estudio y sacrificio, por ser un ejemplo a seguir en mi formación personal y profesional.

Agradecimientos

Al Dr. Randall Rojas Varela, mi maestro, tutor de tesis y amigo, por su influencia en mi formación como médico especialista, quien me enseñó del mundo de la radiología torácica y me guió en mi crecimiento como profesional.

A las personas especiales que me acompañaron en cada etapa, que siempre me apoyaron, creyeron en mí y me ayudaron en todo momento.

A mis compañeros y amigos de residencia, que estuvieron conmigo en este proceso y aportaron a mi formación como profesional.



Autorización para digitalización y comunicación pública de Trabajos Finales de Graduación del Sistema de Estudios de Posgrado en el Repositorio Institucional de la Universidad de Costa Rica.

Yo, Marco Sánchez Rojas, con cédula de identidad 114670256, en mi condición de autor del TFG titulado Parámetros técnicos óptimos para realizar una tomografía computarizada de alta resolución de tórax en pacientes adultos con enfermedad pulmonar intersticial difusa: revisión bibliográfica.

Autorizo a la Universidad de Costa Rica para digitalizar y hacer divulgación pública de forma gratuita de dicho TFG a través del Repositorio Institucional u otro medio electrónico, para ser puesto a disposición del público según lo que establezca el Sistema de Estudios de Posgrado. SI NO *

*En caso de la negativa favor indicar el tiempo de restricción: _____ año (s).

Este Trabajo Final de Graduación será publicado en formato PDF, o en el formato que en el momento se establezca, de tal forma que el acceso al mismo sea libre, con el fin de permitir la consulta e impresión, pero no su modificación.

Manifiesto que mi Trabajo Final de Graduación fue debidamente subido al sistema digital Kerwá y su contenido corresponde al documento original que sirvió para la obtención de mi título, y que su información no infringe ni violenta ningún derecho a terceros. El TFG además cuenta con el visto bueno de mi Director (a) de Tesis o Tutor (a) y cumplió con lo establecido en la revisión del Formato por parte del Sistema de Estudios de Posgrado.


FIRMA ESTUDIANTE

Nota: El presente documento constituye una declaración jurada, cuyos alcances aseguran a la Universidad, que su contenido sea tomado como cierto. Su importancia radica en que permite abreviar procedimientos administrativos, y al mismo tiempo genera una responsabilidad legal para que quien declare contrario a la verdad de lo que manifiesta, puede como consecuencia, enfrentar un proceso penal por delito de perjurio, tipificado en el artículo 318 de nuestro Código Penal. Lo anterior implica que el estudiante se vea forzado a realizar su mayor esfuerzo para que no sólo incluya información veraz en la Licencia de Publicación, sino que también realice diligentemente la gestión de subir el documento correcto en la plataforma digital Kerwá.

"Esta revisión bibliográfica fue aceptada por la Comisión del Programa de Estudios de Posgrado en Radiología e Imágenes Médicas de la Universidad de Costa Rica, como requisito para optar por el grado académica y título de médico Especialista en Radiología e Imágenes Médicas"



Dr. Randall Rojas Varela

Asistente Especialista en Radiología e Imágenes médicas con alta especialidad en Radiología de Tórax
Tutor del presente trabajo.



Dr. Francisco Javier Soto Chaves

Asistente Especialista en Radiología e Imágenes médicas
Lector Oficial.



Dr. Manuel Hernández Gaitán

Asistente Especialista en Radiología e Imágenes Médicas y Coordinador nacional del programa de posgrado en Radiología e Imágenes Médicas de Universidad de Costa Rica



Dr. Marco Antonio Sánchez Rojas

Sustentante

Índice de contenido

CAPÍTULO I	9
MARCO METODOLÓGICO	9
<i>Tipo de estudio</i>	9
<i>Lugar de estudio</i>	9
<i>Objeto de estudio</i>	9
<i>Población y muestra</i>	9
<i>Fuentes de información</i>	9
<i>Criterios de inclusión</i>	9
<i>Preguntas de investigación</i>	10
<i>Procedimiento de recolección de la información</i>	10
<i>Procesamiento y técnica de análisis de información</i>	11
CAPÍTULO II	12
INTRODUCCIÓN	12
JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	13
OBJETIVO GENERAL	14
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
CAPÍTULO III	16
MARCO TEÓRICO	16
<i>Enfermedad pulmonar intersticial difusa</i>	16
<i>Tomografía Computarizada de Alta Resolución de Tórax</i>	18
<i>Parámetros Técnicos para la Tomografía Computarizada de Alta Resolución de Tórax</i>	19
<i>Grosor de Corte</i>	20
<i>Reducción de la dosis de radiación</i>	45
CAPÍTULO IV	52
CONCLUSIONES	52
BIBLIOGRAFÍA	54

Abreviaturas y siglas

TCAR: tomografía computarizada de alta resolución.

EPID: enfermedad pulmonar intersticial difusa.

FPI: fibrosis pulmonar idiopática.

EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica.

MDCT: tomografía computarizada helicoidal multidetector (por sus siglas en inglés).

mAs: miliamperios por segundo.

UH: unidades Hounsfield.

FOV: campo de visión por sus siglas en inglés.

kV(p): kilovoltios pico.

IMC: índice de masa corporal.

PEP: presión espiratoria positiva.

NINE: neumonía intersticial no específica.

NIU: neumonía intersticial usual.

NOC: neumonía organizada criptogénica.

EPI-BR: enfermedad pulmonar intersticial asociada a bronquiolitis respiratoria.

NID: neumonía intersticial descamativa.

NIL: neumonía intersticial linfoidea.

NIA: neumonía intersticial aguda.

MIP: proyección de máxima intensidad.

MinIP: proyección de mínima intensidad.

CTDIvol: índice de dosis en tomografía computarizada en volumen.

Capítulo I

Marco Metodológico

Tipo de estudio

Transversal cualitativa.

Lugar de estudio

No aplica para esta investigación.

Objeto de estudio

Protocolo de tomografía computarizada de alta resolución para pacientes adultos con enfermedad pulmonar intersticial difusa.

Población y muestra

No aplica para esta investigación.

Fuentes de información

Para la elaboración de esta investigación se han utilizado fuentes primarias provenientes de artículos de investigación. De igual manera se consultan de fuentes secundarias de información, entre las que se encuentran revisiones sistemáticas, metaanálisis, libros y guías clínicas. Algunas de las fuentes son: PubMed, Radiographics, American Journal of Roentgenology, Medical Clinic North America, Science Direct, Medline, Cochrane, entre otros.

Criterios de inclusión

Los artículos científicos seleccionados debieron cumplir con los siguientes criterios: publicados entre 2000 y 2023, idioma español o inglés, estudios o artículos que informan sobre tomografía computarizada de alta resolución de tórax, enfermedad pulmonar intersticial difusa, parámetros técnicos de

tomografía en alta resolución y por sus nombres y abreviaturas en inglés (high resolution CT, HRCT, interstitial pneumonias, HRCT protocol, entre otras)

Preguntas de investigación

¿Cuáles son los parámetros técnicos óptimos para realizar una tomografía computarizada de alta resolución de tórax en pacientes adultos con enfermedad pulmonar intersticial difusa?

Procedimiento de recolección de la información

Basándose en los criterios de inclusión anteriormente mencionados, se procede con la búsqueda en revistas médicas, bases de datos y buscadores científicos médicos.

Como estrategia de búsqueda se utilizan los operadores de búsqueda “AND”, “OR” y “NOT” en las bases de datos médicos y buscadores bibliográficos, esto con el objetivo de reducir la cantidad de información y obtener la que más se acerque a los objetivos de esta investigación.

Posteriormente se procederá a la selección de la información que sea potencialmente utilizable para esta investigación, bajo los criterios de inclusión y descartando la bibliografía que no se ajuste a estos.

Una vez seleccionados los artículos más aptos para esta revisión bibliográfica, se procederá a realizar una revisión específica: detallando el título y el contenido del resumen, para verificar que sean acordes con la finalidad de la investigación. Finalmente, se realiza una lectura comprensiva y completa de cada fuente bibliográfica para asegurar la selección de las mismas.

Procesamiento y técnica de análisis de información

Para poder analizar la información de los artículos seleccionados (fuentes primarias), se agruparon estos por: título, resumen, tipo de publicación y fecha de publicación.

Capítulo II

Introducción

La tomografía computarizada de alta resolución (TCAR) ha revolucionado el diagnóstico de la enfermedad pulmonar intersticial difusa, debido a que permite el reconocimiento de los signos de enfermedad pulmonar fibrosante (FLD por sus siglas en inglés) lo que ayuda a reducir la lista de diagnósticos potenciales de enfermedad pulmonar intersticial de más de cien trastornos a un grupo más reducido al menos cinco enfermedades (1).

Dentro de las enfermedades pulmonares intersticiales difusas (EPID), se puede destacar la fibrosis pulmonar idiopática (FPI), que es una enfermedad pulmonar intersticial fibrosante, de evolución progresiva y crónica, de la cual se desconoce su etiología y se presenta predominantemente en pacientes de edad avanzada (2).

Distinguir con precisión la FPI de otras formas de EPID es de trascendental importancia, ya que tiene un pronóstico diferente y forma de tratamiento distinto. La herramienta diagnóstica central es la TCAR, que en la mayoría de los casos, dependiendo de la circunstancia clínica, la TCAR puede hacer el diagnóstico sin necesidad de más estudios (3).

El método de imagen inicial para la valoración del parénquima pulmonar en la actualidad sigue siendo la radiografía de tórax, esto debido a que es una herramienta de bajo costo, que brinda una inmensa cantidad de información, con una baja dosis de radiación, una alta disponibilidad y con relativa facilidad para realizarla desde un punto de vista técnico. A pesar de esto, la radiografía de tórax aún así presenta limitaciones diagnósticas, debido a que puede interpretarse

como normal, o no mostrar alteraciones aparentes hasta en un 10 a 15 % de los pacientes sintomáticos con enfermedad pulmonar comprobada, hasta en el 30% de los pacientes portadores de bronquiectasias y en 60% de los pacientes con enfisema (4).

Es por esto que a pesar de que las modalidades de radiología convencional permiten acercarse a un diagnóstico adecuado, en un grupo de pacientes con cierto tipo de patologías se deben realizar estudios de mayor complejidad, como lo es la tomografía computarizada, específicamente bajo el protocolo de alta resolución (TCAR).

En la literatura se describe que la TCAR tiene una sensibilidad del 95 % y una especificidad cercana al 100 %, a menudo puede proporcionar más información que la radiografía de tórax o la tomografía computarizada convencional (5).

Esta revisión bibliográfica tiene como finalidad la descripción de los parámetros técnicos y consideraciones necesarias para que un estudio sea aceptable como TCAR.

Justificación del problema

La TCAR de tórax es una modalidad de imagen para el diagnóstico y seguimiento de la enfermedad pulmonar intersticial y otras patologías pulmonares, que permite una evaluación minuciosa, no invasiva, del parénquima pulmonar tanto de manera focal como difusa. Adicionalmente en muchos casos permite predecir el pronóstico del paciente.

Es importante que al momento de la adquisición de las imágenes se garantice que esto se realice cumpliendo los parámetros técnicos descritos y aceptados internacionalmente, ya que el principal objetivo de la TCAR es obtener una representación anatómica precisa del parénquima pulmonar a partir de una resolución espacial óptima, lo que permite la evaluación de la extensión y distribución de las anomalías pulmonares (6).

Actualmente las imágenes cumplen un papel protagónico en el diagnóstico y seguimiento de las enfermedades pulmonares intersticiales, ya que en muchas ocasiones se prefiere el abordaje por imágenes de estas enfermedades sobre los métodos invasivos como la biopsia en cuña pulmonar, esto a pesar de que el diagnóstico definitivo es histológico, sin embargo, las características tomográficas observables pueden orientar con alta fiabilidad un diagnóstico sobre otro, sin los riesgos que implican los procedimientos invasivos (7).

Objetivo General

Analizar el protocolo de tomografía computarizada de alta resolución de tórax en pacientes adultos con sospecha de enfermedad pulmonar intersticial difusa.

Objetivos específicos

Describir el uso de la tomografía computarizada de alta resolución en el diagnóstico y seguimiento de pacientes con enfermedad pulmonar intersticial difusa.

Detallar los parámetros técnicos necesarios para realizar una tomografía computarizada de alta resolución de tórax en pacientes adultos con sospecha de enfermedad pulmonar intersticial difusa.

Identificar estrategias y técnicas efectivas para reducir la dosis de radiación en los protocolos de tomografía de alta resolución, garantizando resultados diagnósticos precisos.

Capítulo III

Marco Teórico

Enfermedad pulmonar intersticial difusa

Las enfermedades pulmonares intersticiales (EPI) constituyen un grupo complejo y variado de trastornos pulmonares caracterizados por fibrosis e inflamación en el tejido intersticial. Su diagnóstico es particularmente desafiante, requiriendo la integración de múltiples características complejas que a menudo son difíciles de interpretar (8).

A lo largo de los años, la clasificación de las EPI ha evolucionado considerablemente, inicialmente basada en características patológicas, sin embargo, el creciente uso de TCAR ha permitido un diagnóstico más accesible (8) (9).

La clasificación de las EPI se basa en consensos y pautas clínicas, promoviendo un enfoque multidisciplinario que incluye especialistas médicos, radiólogos y patólogos. Este enfoque surge debido a la necesidad de abordar desafíos como la falta de características patognomónicas, variabilidad en la interpretación de hallazgos y la reducción de la realización de biopsias pulmonares debido a sus riesgos asociados (8).

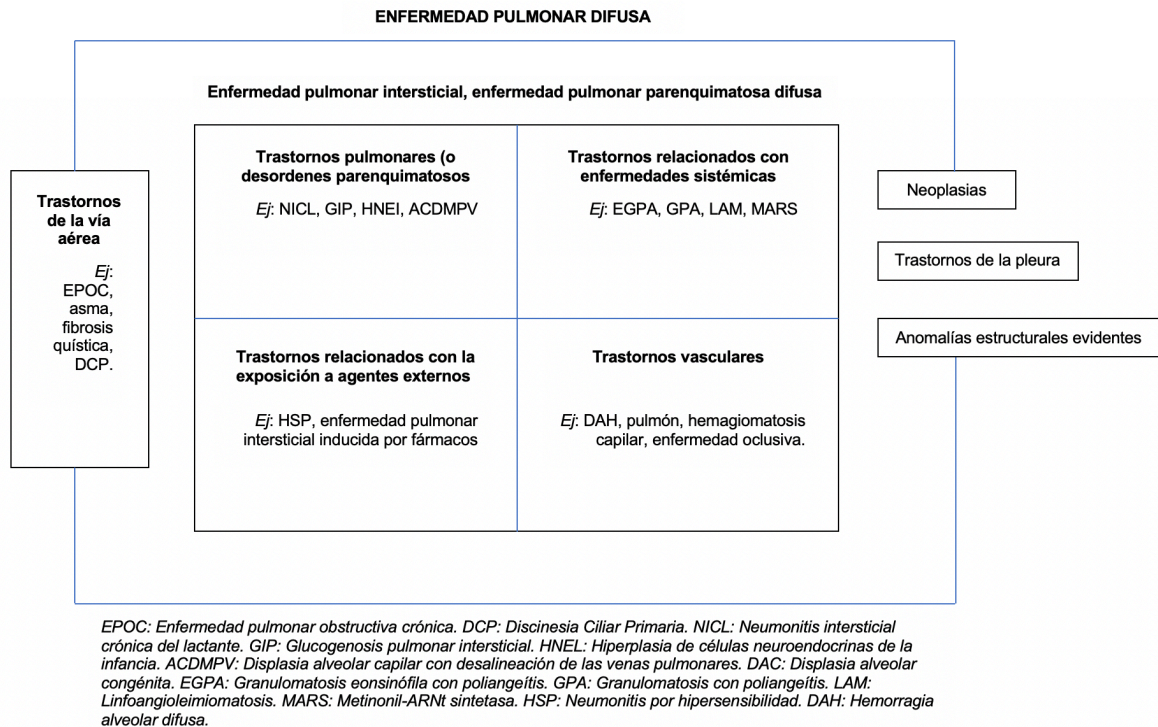
Las clasificaciones tradicionales se han basado en la etiología o morfología, dividiendo a los pacientes según la causa subyacente o patrones radiológicos y/o histopatológicos. Aunque estos enfoques tienen sus ventajas, presentan limitaciones en términos de comprensión completa de la etiopatogenia y su aplicación en el desarrollo de terapias dirigidas (8).

Según Griese (2022), se han establecido cuatro categorías principales: trastornos pulmonares exclusivos, trastornos relacionados con la exposición, trastornos vinculados a enfermedades sistémicas y trastornos vasculares (10).

Un cambio significativo ha sido el énfasis creciente en el comportamiento de la enfermedad, estableciendo la idea de que diferentes subtipos de EPI pueden tener comportamientos distintos, respaldada por estudios sobre la eficacia de medicamentos antifibróticos. Esto ha llevado a una evolución en la clasificación, combinando la agrupación y subdivisión de EPI fibrosas, permitiendo tratamientos más específicos según el comportamiento de la enfermedad (8).

En el caso de etiologías multifactoriales, el enfoque radica en identificar la causa más probable para un paciente en particular. En ausencia de un solo factor etiológico predominante, se recurre a un enfoque fenotípico/descriptivo del diagnóstico. Esta estrategia enriquece la investigación clínica y beneficia la práctica diaria en la atención al paciente (10).

Es relevante destacar que la efectividad de cualquier clasificación etiológica depende en gran medida del nivel de investigación y la tecnología disponible. En situaciones clínicamente indicadas, pero sin las investigaciones pertinentes como tomografías de tórax, análisis genéticos, biopsias pulmonares o análisis detallados de anticuerpos, resulta imposible realizar un diagnóstico y clasificación avanzados. Por lo tanto, es crucial realizar todos los esfuerzos necesarios para esclarecer el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de cada paciente de manera precisa (10).



Adaptado de Griese M. Etiologic classification of diffuse parenchymal (interstitial) lung diseases. J Clin Med. 2022. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2077-0383/11/6/1747>

Figura 1.
Visión general de la clasificación de enfermedades pulmonares intersticiales.

Tomografía Computarizada de Alta Resolución de Tórax

La TCAR de tórax tiene la capacidad de obtener imágenes del parénquima pulmonar con una excelente resolución espacial, pudiendo así demostrar con facilidad los hallazgos normales y anormales del intersticio pulmonar, incluso mostrando detalles y características morfológicas de las anomalías parenquimatosas tanto focales como difusas; es por esto que la TCAR es evidentemente superior a las radiografías simples (6).

El primer uso de la tomografía computarizada de alta resolución se atribuye a Todo et al. (1982), quienes describieron el uso potencial de esta modalidad de imagen para evaluar la enfermedad pulmonar. Los primeros informes de TCAR en literatura anglosajona ocurrieron en 1985, donde se

incluyen la descripción clásica de los hallazgos de TCAR de Nakata et al., Naidich et al. y Zerhouni et al. (6).

Al día de hoy la TCAR de tórax se ha consolidado como una herramienta fundamental para el diagnóstico de la patología pulmonar y ha contribuido en gran medida en el entendimiento de las enfermedades intersticiales pulmonares. Como consecuencia del desarrollo de escáneres de tomografía computarizada helicoidal multidetector (MDCT), los cuales tienen la capacidad de realizar exploraciones volumétricas de alta resolución, ha habido un cambio significativo en la forma como se obtienen las TCAR de tórax (6).

Las imágenes del tórax son clave para la detección temprana de la EPID, así como para detallar sus características y, en la mayoría de los casos, guiar el abordaje diagnóstico. En conjunto con los datos demográficos y la evaluación clínica que incluyen: edad, sexo, antecedentes de tabaquismo y presencia de crepitantes en la auscultación pulmonar, entre otros, el patrón de hallazgos en la TCAR de tórax orienta hacia un probable diagnóstico (12).

Todos los pacientes con EPID recién diagnosticada deben someterse a una TCAR de tórax, donde se requiere una cuidadosa atención a la técnica utilizada durante su adquisición para que las imágenes sean interpretadas adecuadamente (12).

Parámetros Técnicos para la Tomografía Computarizada de Alta

Resolución de Tórax

Es fundamental comprender y aplicar correctamente parámetros técnicos para la TCAR, los cuales inciden directamente en la calidad de imágenes obtenidas. A continuación, se detallan los elementos técnicos que desempeñan

un papel crucial en la obtención de imágenes. Aunque es cierto que los médicos radiólogos pueden abordar la TCAR de manera distinta, resulta esencial establecer técnicas fundamentales que orienten a un estudio estandarizado y efectivo.

Grosor de Corte

El grosor de corte se refiere al espesor de la sección transversal de tejido que se adquiere y visualiza en una imagen tomográfica. Este parámetro determina la cantidad de tejido que se captura en cada corte o sección transversal y, por lo tanto, afecta la resolución espacial de la imagen (13).

Al igual que los estudios tomográficos de la vía respiratoria, el TCAR emplea protocolos con un grosor de corte fino (1 - 2 mm) (14).

El uso de cortes finos (0,5–1,5 mm) es esencial si se quiere optimizar la resolución espacial y el detalle pulmonar.

Por lo general, los cortes de 1 mm de espesor son adecuados para el diagnóstico; no se ha demostrado una clara ventaja para el uso de cortes o “slices” más delgados.

Con cortes de más de 1-1,5 mm de grosor, el volumen promedio dentro del plano de exploración reduce significativamente la capacidad de la TC para detectar estructuras pequeñas. El uso de cortes de 2,5 a 5 mm de grosor no debe considerarse adecuado para la TCAR, ya que puede no detectar estructuras de menor diámetro que el grosor al que se realiza el corte (15).

Algoritmo de reconstrucción

El algoritmo de reconstrucción es el filtro que se aplica al conjunto de datos sin procesar para la reconstrucción de imágenes. Las imágenes convencionales se obtienen con una frecuencia espacial baja y un algoritmo de bajo ruido para la reconstrucción de tejidos blandos.

En cambio para la reconstrucción de imágenes de TCAR se utiliza un algoritmo de alta frecuencia, lo que permite aumentar la resolución espacial, proporciona una mejor definición de los bordes y un mayor contraste, lo que reduce el suavizado de la imagen y aumenta el ruido de la imagen (16).

La reconstrucción de imágenes utilizando un algoritmo de nitidez, de alta frecuencia espacial o de alta resolución reduce el suavizado de la imagen y aumenta la resolución espacial, lo que hace que las estructuras parezcan más evidentes (15).

Esto permite detectar y dar seguimiento a nódulos pulmonares pequeños, así como para estudiar las vías respiratorias pequeñas para diferenciarlas de los vasos sanguíneos y de la panalización respectivamente (16).

La resolución espacial de la imagen producida es menor que la resolución inherente del sistema de exploración, dependiendo de si se utilizan imágenes axiales o volumétricas (helicoidales), el algoritmo de reconstrucción, el tamaño de la matriz y el campo de visión (FOV), todo lo cual a su vez determina el tamaño del píxel. En TCAR, estos parámetros se optimizan para aumentar la resolución espacial de la imagen (15).

Kilovoltios (pico), miliamperios y tiempo de exploración

El uso de un algoritmo de mejora de imagen de alta definición no sólo incrementa la claridad de la imagen, sino que también resalta el ruido presente en las imágenes de tomografía computarizada.

Este ruido suele presentarse como patrones granulares, moteados o rayas, lo que puede afectar la visualización de los detalles anatómicos (17).

Dicho ruido está en gran medida relacionado con la naturaleza cuántica del proceso y se relaciona inversamente con la cantidad de fotones absorbidos (que es inversamente proporcional a la raíz cuadrada del producto de mA y el tiempo de escaneo) (17). Es por esto que el ruido aumenta al reducir el valor de mAs o el pico de kilovoltios (kV(p)), y por el contrario disminuye al aumentar estos valores.

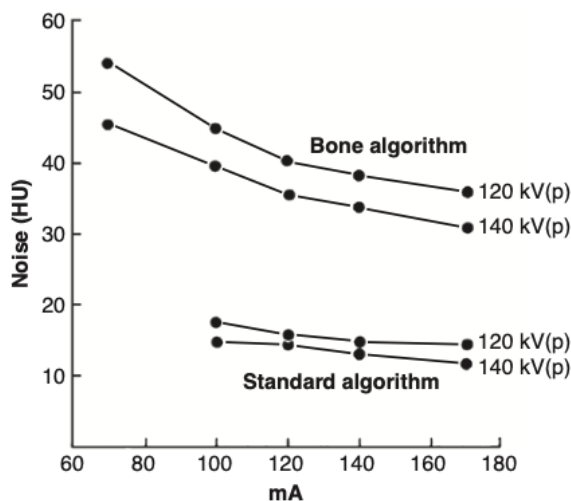


Figura 2. Tomado y adaptado de: Mayo JR, Webb WR, Gould R, et al. High-resolution CT of the lungs: an optimal approach. Radiology 1987;163:507-510

En un estudio con un tomógrafo de primera generación se observó una disminución del 30% en la medida de ruido de la imagen al incrementar los valores de kV(p)/mAs de 120/200 a 140/340. Además, los escaneos con ajustes

de kV(p) y mAs aumentados se consideraron de mayor calidad en el 80% de los casos (17).

Aunque incrementar mAs o kV(p) por encima de los valores estándar puede reducir el ruido, no es imprescindible para obtener imágenes de alta resolución adecuadas (HRCT); es de mayor prioridad o interés mantener una dosis de radiación segura para el paciente (16).

Los escáneres y algoritmos actuales permiten realizar tomografías de tórax diagnósticas utilizando técnicas de mAs y kV(p) consideradas convencionales. Usualmente, se emplean exploraciones con kV(p) de 120, aunque se puede optar por valores más bajos como 100 u 80 en poblaciones más pequeñas o en edades pediátricas (menos de 80 o 60 kg) (16).

La utilización de mAs (o mAs efectivos) de 100 o menos ha demostrado ser adecuada para la mayoría de los pacientes con los tomógrafos actuales (17). Si el tamaño del paciente aumenta o el grosor de la pared torácica es mayor, el ruido puede incrementar, y en tales casos, si se aumenta mA puede resolver este efecto (17).

Para reducir la dosis de radiación, se puede disminuir mA a 40 (dosis baja), pero esto generalmente se reserva para pacientes pequeños o pediátricos, ya que al realizar ajustes de mA a niveles bajos en pacientes con IMC altos puede generar un ruido excesivo en la imagen. Por otro lado debe existir claridad del valor máximo de mA razonable para evitar exposiciones excesivas en estos pacientes.

Los valores específicos de mA, kV(p), “pitch” (en exploración helicoidal) y rotación del “gantry” ideales para HRCT varían según el escáner. En HRCT

helicoidal, se recomienda el uso de mA dinámico, modulado o adaptativo, que varía con el grosor del cuerpo, para mantener la dosis baja sin comprometer la calidad (19).

Otro factor importante a considerar, es la presencia de artefactos durante la adquisición de las imágenes, principalmente dado por los artefactos por movimiento del paciente, la respiración y los latidos cardíacos, los cuales son relativamente comunes, por ende es preferible minimizar el tiempo de exploración o rotación del “gantry”. Un tiempo de exploración de 0,5 segundos o menos es óptimo para HRCT y de estar disponible es deseable su utilización. La mayoría de los escáneres actuales tienen tiempos de rotación de 300 a 500 ms.

Campo de visión y reconstrucción dirigida

El escaneo debe realizarse utilizando el campo de visión (FOV por sus siglas en inglés) más pequeño que abarque al paciente, ya que esto reduce el tamaño de píxel.

Dirigir retrospectivamente la reconstrucción de la imagen a un solo pulmón en lugar de a todo el tórax reduce significativamente el FOV y el tamaño de píxel de la imagen y, por lo tanto, aumenta la resolución espacial (15).

Cabe mencionar que la matriz de la imagen está definida por una serie de celdas, cada una con un número, que se visualizan en la pantalla como niveles de intensidad o brillo. Los escáneres modernos utilizan matrices de 512 × 512. Por otro lado, el píxel va a representar cada una de las celdas de una matriz, la información de cada píxel es un número UH relacionado con la composición del tejido sometido imagen (14).

$$\text{El tamaño de píxel} = \frac{\text{campo de visión}}{\text{tamaño de la matriz}} \quad (14)$$

Es por esto que si por ejemplo se utiliza un FOV de 40 cm y una matriz de 512 x 512, el tamaño de píxel mide 0,78 mm. Con la reconstrucción dirigida de imágenes utilizando un FOV de 25 cm, el tamaño de píxel se reduce a 0,49 mm y la resolución espacial aumenta correspondientemente.

En la práctica clínica, el uso de la reconstrucción dirigida de imágenes es poco común ya que requiere un tiempo de reconstrucción adicional, los datos de exploración sin procesar deben guardarse hasta que se realice la orientación y la visualización de las imágenes de pulmón individuales es algo engorrosa.

Con una reconstrucción no dirigida, la capacidad de ver ambos pulmones en la misma imagen permite una comparación rápida de un pulmón con el otro; esto puede ser bastante útil en el diagnóstico y se prefiere al aumento dirigido en la resolución que se logra con la focalización (15).

Nivel Inspiratorio

La TCAR de rutina se obtiene generalmente durante la inspiración completa suspendida, esto se realiza de esta manera por dos motivos de gran importancia. El primero de ellos es que al estar el parénquima distendido optimiza el contraste entre las estructuras anatómicas (el parénquima pulmonar ventilado normal, arterias, venas, tejido intersticial, entre otras) y las posibles anomalías. En segundo lugar, reduce la atelectasia transitoria, un hallazgo que puede imitar u ocultar anomalías significativas.

Las exploraciones obtenidas después de una espiración forzada también pueden tener gran valor diagnóstico para pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva o anomalías de las vías respiratorias, hallazgos que se van a representar como un patrón en mosaico de atenuación.

Posición del paciente

En la mayoría de los casos, las imágenes obtenidas con el paciente en posición supina son suficientes para el diagnóstico. Sin embargo, en ciertas circunstancias, se debe complementar la evaluación con imágenes adquiridas con el paciente en posición prono, esto para poder detectar la presencia de anomalías pulmonares sutiles, esto debido a que en algunas ocasiones pueden existir atelectasias de las porciones declives, hallazgo que es comúnmente visualizado en los segmentos inferiores del pulmón en la posición supina, tanto en personas sanas como en pacientes con patología.

Esto puede asemejarse a la fibrosis pulmonar temprana y ser difícil de distinguir de patología real en imágenes supino. Es por esto que al adquirir imágenes en ambas posiciones, se puede diferenciar con cierta facilidad una entidad de la otra. La atelectasia normal desaparece al adoptar la posición prono, mientras que una anomalía real persistirá visible sin importar la posición del paciente.

Las imágenes suelen obtenerse después de varias inhalaciones y exhalaciones, con el paciente conteniendo la respiración en una inspiración profunda para permitir un contraste óptimo entre el tejido pulmonar normalmente aireado, la anatomía normal y la enfermedad dentro del parénquima pulmonar (16).

Es importante aclarar que en los pacientes que presentan alteraciones pulmonares evidentes, la atelectasia generalmente no representa un inconveniente diagnóstico. Si un paciente tiene una enfermedad pulmonar moderada o severa en radiografías convencionales, no será necesario la

obtención de imágenes en posición prono. No obstante, si a pesar de que las radiografías sean normales, hay sospecha de anomalía intersticial, las imágenes en posición prono pueden ser útiles. (16) (20).

En un estudio, se le realizó a 1098 pacientes una tomografía de tórax de tamizaje como una prueba adicional durante su examen de salud anual. Se recomendó que a los pacientes con hallazgos parenquimatosos en la región subpleural posterior se les realizaran imágenes adicionales en posición prono, dichos estudios tomográficos fueron evaluados de manera independiente tanto por un radiólogo como por un neumólogo, sin que se les aportaran los datos clínicos de los pacientes. Se realizaron estudios adicionales en prono en el 7% de los sujetos después de una detección anormal en la TC inicial y a raíz de estos estudios se detectaron tres enfermedades pulmonares intersticiales tempranas (20).

En otro estudio de pacientes con esclerosis sistémica, se observó que tanto la tomografía computarizada de alta resolución del tórax en posición prono, como otras medidas para minimizar los hallazgos dependiente de gravedad, como la adquisición de imágenes después de la respiración con terapia de presión espiratoria positiva (PEP) podría alterar la presencia y el grado de hallazgos, como las opacidades en vidrio despolido en este estudio en particular (21).

En algunos casos, solo se toman imágenes en posición prono, esto es especialmente útil cuando se sospecha de una enfermedad con mayor afectación de las porciones posteriores del pulmón, como la fibrosis pulmonar idiopática o la asbestosis (15).

Técnicas de adquisición

Escaneo axial secuencial o espacial

Este tipo de estudio se basa en la obtención de escaneos axiales individuales a intervalos específicos, normalmente de 1 a 2 centímetros, sin necesidad de mover la mesa del paciente. El protocolo más común y estándar en TCAR de tórax consiste en cortes de 1 centímetro, abarcando desde la parte superior de los pulmones hasta los lóbulos inferiores. Esto permite un examen minucioso de la anatomía pulmonar y la enfermedad, sin importar su distribución (22).

Sin embargo, en algunos casos donde se ha diagnosticado previamente una enfermedad, un conjunto limitado de imágenes de TCAR puede ser suficiente para evaluar su extensión. Además, en pacientes que se espera que requieran imágenes en posición prona, es posible realizar exploraciones en esta posición junto con las exploraciones en posición supina, manteniendo un intervalo de escaneo de 1 centímetro. En ciertos casos, exploraciones adicionales en posición prono con intervalos de 2 centímetros pueden ser una opción razonable (22) (20) (21).

Aunque la técnica de imagen axial implica una exposición baja a la radiación, si se busca reducir aún más la dosis, es factible obtener escaneos a intervalos de 2 centímetros, tanto en posición supina como prono, desde la parte superior de los pulmones hasta la base (22).

Una estrategia adicional para reducir la dosis de radiación consiste en ajustar la cantidad y ubicación de los escaneos según la enfermedad

sospechada, los hallazgos clínicos y la ubicación de las anomalías radiográficas (22).

Aunque es posible combinar escaneos axiales espaciados de TCAR con estudios volumétricos de TC helicoidal, esta práctica rara vez se requiere en la práctica clínica actual. En situaciones donde ambas modalidades son necesarias, generalmente se logra realizar una reconstrucción del escaneo volumétrico con cortes delgados y un algoritmo de alta nitidez (22)

El estudio realizado por Leswick et al. se comparó la exposición del paciente a la radiación entre una combinación de TCAR axial espaciada y MDCT volumétrica helicoidal con una TCAR helicoidal volumétrica que producía niveles de ruido similares a los escaneos axiales. Los resultados de este estudio indicaron que la TCAR helicoidal volumétrica conllevaba una dosis de radiación un 32% más alta en comparación con el enfoque combinado de TCAR axial espaciada y MDCT volumétrica (22).

Tomografía computarizada de alta resolución volumétrica

La TCAR volumétrica con detectores delgados (0.5–0.625 mm) se ha convertido en una norma en muchos centros radiológicos y ofrece múltiples ventajas en el diagnóstico y evaluación de enfermedades pulmonares. A pesar de que las imágenes resultantes pueden parecer ligeramente más suaves en comparación con las obtenidas con TCAR axial, es importante destacar que esta técnica ofrece notables ventajas desde una perspectiva diagnóstica y clínica (22) (21).

En primer lugar, permite obtener una imagen completa de los pulmones y el tórax, mejorando la visualización de cortes contiguos y la definición de

anomalías pulmonares. La posibilidad de reconstruir datos de escaneo en diferentes planos o mediante proyecciones de máxima intensidad (MIP) o proyecciones de mínima intensidad (MinIP) facilita la evaluación detallada de la enfermedad y la comparación nivel por nivel de estudios realizados en diferentes momentos (22)

Además de su utilidad en la evaluación pulmonar, la TCAR volumétrica también resulta valiosa en el diagnóstico de anomalías torácicas adicionales. Sin embargo, es importante mencionar que el uso de esta técnica en combinación con multidetector helicoidal (MD-HRCT) puede resultar en una mayor dosis de radiación en comparación con la obtención de imágenes axiales espaciadas (22).

Los escáneres MDCT, que utilizan múltiples hileras de detectores adyacentes, permiten la adquisición de datos de escaneo simultáneamente y pueden generar imágenes de diferentes grosores de manera rápida y eficiente. Sin embargo, es importante considerar que en algunos casos, como pacientes con dificultades respiratorias y enfermedad pulmonar difusa, mantener la respiración durante un estudio volumétrico puede ser complicado. En estos escenarios, se puede adaptar el protocolo de escaneo según la distribución sospechada de la enfermedad (22).

Por ejemplo, para enfermedades que se localizan principalmente en los lóbulos inferiores pulmonares, como la fibrosis pulmonar idiopática, el escaneo puede comenzar cerca del diafragma y avanzar hacia la parte superior. De esta manera, las imágenes de las porciones inferiores de los pulmones se obtienen al principio del estudio, minimizando el impacto del movimiento respiratorio en los lóbulos superiores menos afectados. Por otro lado, en pacientes con

enfermedades que se focalizan en los lóbulos superiores, como la sarcoidosis, iniciar el escaneo en los ápices pulmonares podría ser más adecuado.

La combinación de un examen volumétrico de TC de tórax con TCAR mediante MDCT es particularmente valiosa en pacientes con enfermedad pulmonar intersticial difusa, donde la TCAR es la elección preferida, así como en casos en los que se deben evaluar enfermedades o anomalías que normalmente se estudian con una TC helicoidal de sección más gruesa. Por ejemplo, en pacientes con hemoptisis, la capacidad de reconstruir imágenes tanto delgadas como gruesas resulta útil para visualizar enfermedades de las vías respiratorias de diferentes tamaños y anomalías vasculares.

A pesar de los debates en curso sobre la superioridad relativa entre MD-HRCT y TCAR axial espaciada, la TCAR volumétrica se está estableciendo como un estándar en numerosas indicaciones y en muchos centros radiológicos. Esto se debe en parte a los avances recientes en la reducción de la dosis de radiación asociada con la TC volumétrica, lo que ha permitido su uso más frecuente en la práctica clínica.

Técnicas de reconstrucción con tomografía computarizada de alta resolución volumétrica

Reconstrucciones sagitales y coronales

La MD-HRCT representa un avance significativo en la obtención de imágenes pulmonares. Esta tecnología brinda la capacidad de visualizar el tejido pulmonar en tres dimensiones, lo que significa que es posible explorar de manera continua y detallada la anatomía pulmonar.

Una de las ventajas más notables de la MD-HRCT es su capacidad para crear imágenes bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D) de alta calidad. Esto se traduce en una mayor capacidad para comprender la distribución de enfermedades pulmonares, lo que puede ser invaluable en casos específicos.

Sin embargo, es importante enfatizar que, en la mayoría de las situaciones clínicas, las imágenes transversales de rutina proporcionan información suficiente y adecuada para un diagnóstico preciso. Las imágenes bidimensionales que se obtienen mediante técnicas convencionales siguen siendo una herramienta esencial en la práctica clínica diaria.

La MD-HRCT es una tecnología valiosa que amplía las capacidades de visualización pulmonar, especialmente en casos complejos o poco comunes. Sin embargo, no se debe subestimar la capacidad de las imágenes transversales tradicionales, que siguen siendo la base del diagnóstico en la gran mayoría de los casos clínicos.

Proyecciones de intensidad máxima y mínima

En diversos estudios radiológicos de evaluación pulmonar, se ha empleado la TCAR helicoidal con una colimación muy fina, complementada con las técnicas de MIP o MinIP para la adquisición y presentación de datos volumétricos de TCAR de secciones específicas de los pulmones. En una investigación realizada por Bhalla y colaboradores, al comparar estas imágenes con las TCAR convencionales, se observó que las primeras revelaron hallazgos adicionales en un impresionante 65% de los casos (13 de 20). No obstante, es importante señalar que las exploraciones convencionales de HRCT aún mostraban estructuras lineales finas, como las paredes de las vías respiratorias

y los septos interlobulares, de manera más nítida en comparación con las imágenes de MIP o MinIP (22).

Específicamente, las imágenes de MIP han demostrado ser especialmente útiles en el diagnóstico de enfermedades pulmonares nodulares, ya que mejoran significativamente la detección de pequeños nódulos pulmonares y facilitan la representación de su distribución anatómica. En el estudio de Bhalla et al. (22), en pacientes con enfermedad pulmonar nodular, se evidenció una marcada mejora en la visualización de los vasos pulmonares periféricos y una mayor capacidad de orientación espacial con las imágenes de MIP. Esto llevó a la conclusión de que las imágenes de MIP superaron a las exploraciones helicoidales en la identificación de nódulos pulmonares y la especificación de su ubicación, ya sea peribroncovascular o centrilobular, hallazgos de gran relevancia en el diagnóstico diferencial.

Sin embargo, es esencial señalar que, en pacientes con otras anomalías pulmonares, las imágenes con proyección de máxima intensidad (MIP) pueden generar una superposición confusa de opacidades que tiende a ocultar los detalles anatómicos. Esto es particularmente notorio en casos de opacidad extensa en vidrio esmerilado o la presencia de opacidades reticulares. Por otro lado, las imágenes con proyección de mínima intensidad (MinIP) también han sido objeto de evaluación en estudios radiológicos, las cuales resultan más útiles para representar adecuadamente anomalías caracterizadas por una baja atenuación. En un estudio previo, se demostró que las imágenes de MinIP superan a las exploraciones de TC convencionales en la identificación de elementos como los lúmenes de las vías respiratorias centrales, áreas de baja

atenuación anormal (como el enfisema o la retención de aire), así como en la representación de opacidades en vidrio despolido (22).

Estas investigaciones han contribuido significativamente a profundizar en la utilidad de las técnicas de MIP y MinIP en la interpretación de imágenes de HRCT, especialmente en el contexto de enfermedades pulmonares nodulares y otras afecciones pulmonares. Estos hallazgos respaldan la importancia de considerar cuidadosamente la elección de técnicas de representación de datos en función de la patología clínica y el objetivo diagnóstico en radiología pulmonar.

Fase Espiratoria

La técnica de la TCAR en fase espiratoria representa un enfoque valioso y de gran utilidad en el ámbito de la radiología pulmonar. En la técnica se le indica al paciente que realice una exhalación vigorosa y mantenga la respiración durante la exploración única que se llevará a cabo. La clave para obtener resultados precisos radica en asegurarse de que el paciente pueda exhalar adecuadamente antes de iniciar el procedimiento. Las exploraciones en post exhalación se pueden realizar en diferentes niveles anatómicos, como el arco aórtico, la carina o en lóbulos pulmonares inferiores, con intervalos de 2 a 4 cm o en áreas específicas que muestren anomalías evidentes en las imágenes de inspiración (22).

En general, es común realizar exploraciones en exhalación en tres niveles predeterminados que abarcan áreas clave, como el arco aórtico, los hilios pulmonares y las porciones inferiores pulmonares. Este enfoque se ha convertido en una práctica de rutina y complementa de manera efectiva las

exploraciones de inspiración, particularmente en pacientes con sospecha de enfermedades de las vías respiratorias o trastornos pulmonares obstructivos.

Espiración dinámica

Esta técnica ofrece una visión en tiempo real de los cambios pulmonares durante la respiración. Para llevar a cabo esta técnica, se utiliza un escáner especializado capaz de adquirir una serie de imágenes en un lapso corto, de tan sólo 100 milisegundos. Estas imágenes se toman con intervalos de 500 milisegundos entre exploraciones, utilizando una colimación de 1.5 a 3 mm, una energía de 150 kV(p), y una intensidad de corriente de 650 mA (22).

En solo seis segundos, se obtienen diez exploraciones en un solo plano, todo mientras el paciente realiza una inspiración seguida de una exhalación vigorosa. También es posible realizar exploraciones dinámicas utilizando un escáner de TC helicoidal con un brazo giratorio extremadamente rápido, de un segundo o menos. Al ser la exploración continua, permite reconstruir imágenes en cualquier punto durante la secuencia, lo que brinda una resolución temporal igual o incluso superior a la de la fase espiratoria.

Para mantener una baja exposición a la radiación, se puede combinar esta técnica helicoidal dinámica con un bajo valor de mAs, por ejemplo, 40 mAs, lo que resulta en una dosis de radiación similar a la de una sola imagen estándar durante la exhalación. Aunque la calidad de la imagen puede verse afectada por el ruido en esta configuración de baja dosis, se logra obtener imágenes adecuadas para diagnosticar el atrapamiento de aire (22).

Al analizar las secuencias de exploración dinámica es crucial prestar atención a los cambios en la atenuación pulmonar y el volumen pulmonar

regional durante la exhalación forzada. Estas imágenes se pueden evaluar tanto de manera cuantitativa como cualitativa. Por un lado, se puede medir la atenuación promedio en unidades Hounsfield (HU) para una región de interés específica (ROI) en el pulmón, lo que permite crear curvas de tiempo-atenuación que grafican los cambios en la atenuación pulmonar durante la respiración. También se puede visualizar las exploraciones en secuencia o en modo de cine para una apreciación cualitativa.

Tomografía computarizada cuantitativa

La tomografía computarizada cuantitativa (TCQ) es una herramienta valiosa que permite realizar evaluaciones más objetivas y precisas de las anomalías en las imágenes TCAR. A diferencia del análisis tradicional, que a menudo depende de la interpretación subjetiva de patrones y hallazgos, la TCQ se basa en algoritmos computarizados para medir y cuantificar de manera más precisa la gravedad de las anomalías pulmonares.

Con la TCQ, se puede detectar, caracterizar y seguir el progreso de estas anomalías a lo largo del tiempo. Este enfoque se ha convertido en una herramienta invaluable en la evaluación de enfermedades pulmonares como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), enfermedades de las vías respiratorias y enfermedades pulmonares intersticiales.

En el caso de la EPOC, la TCQ permite determinar diferentes fenotipos de la enfermedad, evaluar la gravedad y la distribución de las anomalías, y realizar un seguimiento de los cambios a lo largo del tiempo. Esto se logra utilizando máscaras de densidad que miden la atenuación de voxels específicos dentro de una región de interés (ROI).

Para enfermedades pulmonares intersticiales, que a menudo presentan hallazgos con morfología variada, la TCQ utiliza algoritmos computarizados más complejos basados en textura para diferenciar estas anomalías. Además, la TCQ ofrece mediciones objetivas que no dependen de la experiencia individual de los radiólogos, lo que la convierte en una herramienta valiosa para garantizar resultados precisos y consistentes.

Es importante destacar que, si bien la TCQ ofrece ventajas significativas, algunas inexactitudes pueden surgir debido a diferencias en el nivel de inspiración o espiración, variaciones en los protocolos de TC y otros factores técnicos. Sin embargo, con una comprensión adecuada de estas consideraciones y una aplicación cuidadosa de la TCQ, se puede mejorar la calidad de los diagnósticos.

Modificaciones técnicas adicionales

Reducción de los Artefactos por Movimiento Cardíaco

La adquisición de imágenes de TCAR es esencial en la evaluación pulmonar, pero se ve comprometida por el movimiento cardíaco. Para abordar este desafío, se han implementado varias estrategias que incluyen la activación electrocardiográfica (ECG), la reconstrucción segmentada de datos y la angulación del gantry.

TCAR activada electrocardiográficamente

La TCAR activada electrocardiográficamente se ha utilizado con el propósito de mitigar los artefactos relacionados con el movimiento cardíaco. Aunque esta técnica reduce los artefactos, es importante destacar que tiene un

impacto limitado en el diagnóstico y conlleva una mayor exposición a la radiación. En estudios recientes, se observó una mejora en la calidad de imagen, especialmente en pacientes con frecuencias cardíacas más bajas. Sin embargo, no se encontró un aumento significativo en la precisión diagnóstica.

Reconstrucción Segmentada de Datos

La reconstrucción parcial o segmentada de datos de la exploración se ha convertido en una estrategia eficaz para reducir los artefactos relacionados con el movimiento cardíaco sin aumentar la dosis de radiación. Al utilizar una rotación de gantry más corta, la reconstrucción segmentada ha demostrado reducir de manera significativa los artefactos por movimiento. Aunque esta técnica puede disminuir los artefactos, también se asocia con un incremento en el ruido de la imagen.

Angulación del Gantry

La angulación del gantry durante la adquisición de TCAR, específicamente una inclinación caudal de 20 grados en pacientes en posición supina, ha mostrado beneficios en la visualización de los bronquios segmentarios y subsegmentarios. Esta técnica resulta particularmente valiosa en la evaluación de bronquiectasias. Sin embargo, en la mayoría de los casos, las imágenes de TCAR espaciadas sin angulación del gantry son suficientes para el diagnóstico, especialmente cuando se realiza TCAR volumétrica (22).

Uso de Agentes de Contraste

Aunque el uso de agentes de contraste en TCAR no es rutinario, se justifica en situaciones específicas, como la evaluación de lesiones pulmonares focales o nódulos solitarios, así como en pacientes con enfermedad vascular

pulmonar y enfermedades protrombóticas. Los ajustes de ventana pulmonar estándar no son ideales para la detección de opacificación vascular, pero el cambio a una ventana de tejido blando permite visualizar opacificaciones en los vasos segmentarios y subsegmentarios en la TCAR espaciada y volumétrica.

Uso de kV(p) de Energía Dual

La TC de doble energía, que implica el uso de dos configuraciones de kV(p) diferentes, ha emergido como una técnica prometedora. Su aplicación principal se centra en la creación de mapas de yodo para evaluar la perfusión pulmonar. Además, existe un potencial clínico para mapear y cuantificar la ventilación pulmonar utilizando xenón inhalado como agente de contraste. Esta técnica tiene el potencial de proporcionar información anatómica y funcional complementaria en la evaluación de las imágenes de TCAR, sin embargo su uso se ha enfocado más hacia las enfermedades pulmonares obstructivas (EPOC).

Visualización de imágenes

Configuraciones de Ventana

La selección de las configuraciones de ventana desempeña un papel crucial en la visualización de imágenes de TCAR, influyendo significativamente en la apariencia del parénquima pulmonar y en la identificación de estructuras anatómicas. Una elección inapropiada puede llevar a la percepción errónea de estructuras normales como anormales o a pasar por alto anomalías sutiles.

La ventana pulmonar es esencial en la visualización de la anatomía pulmonar en TCAR. Aunque no existe una única configuración correcta, se recomienda la consistencia en su elección entre pacientes. En términos

generales, niveles de ventana que oscilan entre -600 y -700 UH y anchos de ventana de 1,000 a 1,500 UH son apropiados para estudios de rutina. Sin embargo, un ancho de ventana extendido (2,000 UH) puede disminuir el contraste entre las estructuras pulmonares, lo que puede afectar la visualización de las estructuras intersticiales (22) (21).

Configuraciones de ventana con anchos inferiores a 1,000 UH suelen ser inadecuadas para la visualización pulmonar, ya que aumentan el contraste de manera innecesaria y pueden dar lugar a una apariencia exagerada del tejido blando (22).

Para la evaluación del mediastino, hilio y pleura, se recomienda una configuración de ventana con nivel de 40-50 UH y ancho de 350-450 UH. Estas configuraciones son óptimas para identificar anomalías mediastinales y pleurales, aspectos cruciales en la interpretación de la TCAR pulmonar (22).

En ciertas situaciones clínicas, como la evaluación de enfisema o lesiones quísticas llenas de aire en contraste con el parénquima pulmonar normal, configuraciones de ventana baja (-800 a -900 UH) con anchos de ventana estrechos (500 UH) pueden ser valiosas (22).

La disponibilidad de ventanas preestablecidas es esencial, ya que han demostrado mejorar la precisión en la interpretación de estudios de TCAR. Utilizar una configuración de ventana fija (-500/2,000 UH) puede ser más preciso en comparación con configuraciones de ventana variables. Además, el uso de ventanas preestablecidas reduce significativamente el tiempo necesario para interpretar las imágenes (22).

La elección adecuada de las configuraciones de ventana en TCAR es esencial para lograr una interpretación precisa y eficiente de las imágenes pulmonares, contribuyendo a una evaluación detallada de la anatomía y las posibles patologías pulmonares. La estandarización en la elección de ventanas facilita la comparación interpaciente y la evaluación longitudinal en un mismo paciente.

Protocolos de tomografía computarizada de alta resolución

Cuando se enfrenta a pacientes con sospecha de enfermedad pulmonar de naturaleza fibrosante o restrictiva, ya sea basada en hallazgos clínicos, pruebas de función pulmonar o imágenes radiográficas simples, o ya sea en situaciones en las que la etiología de una discapacidad respiratoria es desconocida, surge la necesidad de considerar la realización de exploraciones axiales de TCAR con intervalos de 1 cm y el paciente en posición supina como parte de la evaluación diagnóstica.

La TCAR se erige como una herramienta indispensable en la evaluación de las condiciones pulmonares de carácter fibrosante o restrictivo. Su capacidad para proporcionar imágenes de alta resolución y detalle anatómico permite la detección de patrones característicos de enfermedades como la fibrosis pulmonar idiopática.

La obtención de imágenes axiales con intervalos específicos de 1 cm facilita la identificación de alteraciones en la estructura pulmonar a lo largo de todo el parénquima, permitiendo una evaluación global de posibles lesiones o anomalías. Además, la posición supina del paciente en el momento de la

adquisición asegura una representación precisa de las condiciones pulmonares en condiciones de funcionamiento normales (22).

La realización de TCAR en estos contextos clínicos se traduce en múltiples beneficios. En primer lugar, brinda una evaluación más detallada y exhaustiva que las radiografías simples, lo que puede conducir a una identificación temprana de patologías subyacentes y, por ende, a un diagnóstico más preciso.

Además, la TCAR contribuye al establecimiento de un pronóstico más preciso y a la planificación de estrategias de tratamiento adecuadas, especialmente en el caso de enfermedades progresivas como la fibrosis pulmonar idiopática. La información proporcionada por estas exploraciones radiológicas permite a los clínicos abordar de manera más efectiva las necesidades terapéuticas de los pacientes, lo que a su vez mejora la calidad de atención y el manejo de estas afecciones respiratorias.

La inclusión de la TCAR en la evaluación de pacientes con sospecha de enfermedades pulmonares fibrosantes o restrictivas, así como en situaciones de discapacidad respiratoria de origen desconocido, representa una práctica clínica fundamentada en la capacidad de esta técnica para proporcionar una visualización detallada y precisa del parénquima pulmonar, lo que contribuye significativamente a un diagnóstico certero y una atención médica de calidad.

Resolución Espacial en Tomografía Computarizada de Alta Resolución (TCAR)

La resolución espacial en la TCAR es un aspecto crítico para garantizar una representación precisa de las estructuras anatómicas en las imágenes. Se

busca alcanzar una coincidencia óptima entre la visualización de la imagen y la resolución espacial que el escáner puede lograr. Esto se logra, en parte, al asegurar que haya al menos dos píxeles disponibles para representar la estructura más pequeña que se pretende visualizar.

En este contexto, el uso de un campo de visión (FOV) adecuado es fundamental para capturar todo el tórax en la imagen. Por lo general, se utiliza un tamaño de píxel de aproximadamente 0.5 mm en la TCAR, lo que garantiza una representación detallada de las estructuras pulmonares (22).

Sin embargo, es importante destacar que la resolución espacial tiene sus limitaciones, especialmente cuando se trata de estructuras extremadamente delgadas, con un grosor en el rango de 0.1 a 0.2 mm. Estas estructuras pueden hacerse visibles en las imágenes si están orientadas perpendicularmente al plano de exploración y se extienden a lo largo del grosor del plano de exploración, que se conoce como voxel (por ejemplo, 1 mm) (22).

Por otro lado, las estructuras de tamaño similar (0.1-0.3 mm) que están orientadas horizontalmente dentro del plano de exploración pueden no ser visibles debido a la limitación de resolución. Esto se debe a que estas estructuras tienden a mezclarse en volumen con el pulmón lleno de aire, que ocupa la mayor parte del grosor del voxel, lo que resulta en una falta de definición en la imagen.

La resolución espacial en la TCAR es esencial para lograr una representación precisa de las estructuras pulmonares, y se requiere un equilibrio cuidadoso entre el tamaño del píxel, el campo de visión y la orientación de las estructuras para maximizar la visualización de las mismas. La limitación de

resolución en estructuras extremadamente delgadas y su orientación dentro del plano de exploración debe ser considerada en la interpretación de las imágenes.

Tabla 1.

Protocolo de tomografía computarizada de alta resolución para pacientes adultos con enfermedad pulmonar intersticial difusa.

Recomendado	
<i>Grosor de Corte</i>	0.5 - 1.5 mm
<i>Algoritmo de reconstrucción</i>	Alta frecuencia espacial
<i>kV(p)</i>	120; 100 - 80 (menos de 60 Kg)
<i>mAs</i>	≤ 100
<i>Tiempo de rotación</i>	300-500 milisegundos
<i>Pitch</i>	1 - 1.5
<i>Nivel Inspiratorio</i>	Inspiración completa suspendida
<i>Posición del paciente</i>	Supino; adicionar cortes en prono de acuerdo a necesidad clínica.
<i>Técnica de Adquisición</i>	Volumétrico
<i>Reconstrucción</i>	Axiales; Sagitales - Coronales en casos específicos
<i>Ventana</i>	Nivel: -600 a -700 UH ; Ancho: 1000 - 1500 UH Mediatino, hilio y pleura: Nivel de 40-50 UH y Ancho de 350-450 UH Configuración de ventana fija: -500 a 2000 UH
Opcional	
<i>Contraste IV</i>	Sospecha de tromboembolismo pulmonar asociado
<i>Técnica de Adquisición</i>	Secuencial; seguimiento, imágenes en espiración (3 o más niveles)

Adaptado de Webb. High-resolution CT of the lung. 5a ed. Filadelfia, PA, Estados Unidos de América: Lippincott Williams and Wilkins; 2014 (32).

Reducción de la dosis de radiación

En los últimos años, se ha incrementado la atención hacia la dosis de radiación asociada con la realización de TC torácicas en el ámbito médico. Se han realizado esfuerzos significativos para reducir la exposición de los pacientes a la radiación en distintos estudios. Sin embargo, con la introducción de la Tomografía Computarizada Multidetectora de Alta Resolución Volumétrica (TC-MD-HRCT) para el diagnóstico de enfermedades pulmonares difusas, se ha observado un aumento en la dosis de radiación en comparación con la TC axial espaciada. Para cuantificar de manera precisa esta dosis, se utilizan unidades de medida como el sievert (Sv) o el millisievert (mSv). Esto implica calcular la dosis absorbida en diferentes órganos del cuerpo, teniendo en cuenta su sensibilidad a la radiación. No obstante, este proceso detallado de cálculo no es práctico en un entorno clínico (22).

Para abordar este desafío, los fabricantes de escáneres recurren a datos de dosis obtenidos en modelos anatómicos artificiales para determinar un índice de dosis ponderada de TC, conocido como CTDIvol (por sus siglas en inglés). Este valor se calcula para cada modelo de escáner de TC y para diversas configuraciones de voltaje del tubo (kVp), corriente del tubo (mA) y tiempo de rotación. A partir de este índice, se deriva el CTDIvol, que permite comparar la cantidad de radiación asociada con diferentes escáneres y parámetros de escaneo, aunque no tiene en cuenta el tiempo del escaneo ni la sensibilidad de los tejidos a la radiación. Para estimar la dosis efectiva de un estudio de TC específico, se multiplica el CTDIvol por un coeficiente de dosis efectiva normalizado para la parte del cuerpo estudiada, generalmente el tórax. A pesar

de ciertas suposiciones, este valor facilita la comparación general de los estudios de imagen (22).

La búsqueda constante de reducir la dosis de radiación en la TC-MD-HRCT ha llevado a adoptar diversas estrategias, como la modulación dinámica de la corriente del tubo. Esta técnica ajusta la corriente en función de la anatomía y el perfil de atenuación de los tejidos, lo que ha demostrado ser efectivo en la reducción de la exposición a la radiación. Sin embargo, es fundamental encontrar un equilibrio entre la reducción de la dosis y la calidad de imagen, ya que una disminución excesiva podría afectar negativamente la interpretación de los estudios.

Otra estrategia valiosa es la reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR), que disminuye el ruido en las imágenes y permite la adquisición de imágenes con parámetros de dosis de radiación más bajos. No obstante, esto conlleva un mayor tiempo de procesamiento y la posibilidad de generar artefactos en las imágenes. Por último, las protecciones de bismuto radioprotector son una técnica que permite reducir la dosis en órganos sensibles, como los senos y la tiroides, aunque a costa de la generación de artefactos en la zona pulmonar.

La preocupación constante por la dosis de radiación en la TC torácica ha impulsado la adopción de múltiples estrategias para reducir la exposición a la radiación, manteniendo al mismo tiempo la calidad de imagen. Estas técnicas son esenciales para garantizar una atención médica segura y efectiva en el diagnóstico de enfermedades pulmonares y torácicas.

Tomografía computarizada axial de alta resolución de baja dosis.

La TC axial de alta resolución con una reducción significativa en la exposición a la radiación, medida en miliamperios por segundo (mAs), ha demostrado ser una herramienta valiosa en la evaluación de enfermedades pulmonares difusas. Esta técnica permite obtener imágenes de TC axial espaciada con intervalos de 20 mm, utilizando niveles de mAs reducidos, como 40 mAs. Es importante resaltar que esta modalidad de TC de alta resolución y baja dosis no se recomienda para la evaluación inicial de pacientes con enfermedades pulmonares. Su verdadera utilidad radica en el seguimiento de pacientes con anormalidades pulmonares ya diagnosticadas y en programas de tamizaje para poblaciones con un alto riesgo de desarrollar enfermedades pulmonares (22).

Varios estudios han evaluado exhaustivamente la eficacia de la TC de alta resolución con baja dosis. En uno de estos estudios, se llevaron a cabo exploraciones en el tórax de 31 pacientes utilizando dos configuraciones diferentes: una con una colimación de 1.5 mm y un tiempo de escaneo de 2 segundos a 120 kVp y 20 mA (conocida como TC-HRCT de baja dosis), y la otra con una configuración convencional de 200 mA (conocida como TC-HRCT convencional). Los resultados mostraron que ambas técnicas proporcionan una visualización equivalente de estructuras anatómicas cruciales, como los vasos sanguíneos, los bronquios lobares y segmentarios, así como la caracterización de anormalidades como opacidades reticulares, patrón en panal de abejas y septos interlobulares engrosados. Sin embargo, la técnica de baja dosis mostró limitaciones en la detección de ciertas lesiones, como opacidades en vidrio esmerilado y enfisema, aunque estos hallazgos eran evidentes aunque sutiles

en la TC-HRCT de dosis convencional. Es importante destacar que ambos enfoques se consideraron diagnósticos en la gran mayoría de los casos, con una concordancia del 97%. Este estudio concluyó que las imágenes de TC-HRCT adquiridas a 20 mA proporcionan información anatómica equivalente a las exploraciones de 200 mA en la mayoría de los pacientes, sin una pérdida significativa de resolución espacial o degradación de la imagen debido a artefactos lineales (22).

En otro estudio se comparó la TC de tórax volumétrica con secciones delgadas a dosis estándar (150 mAs) y baja dosis (40 mAs), se observó que la exploración con dosis más alta aumentaba significativamente la detección de ciertas lesiones, como opacidades en vidrio esmerilado y nódulos en vidrio esmerilado, mientras que la detección de nódulos sólidos, enfermedades del espacio aéreo y enfermedades de las vías respiratorias se mantuvo equivalente en ambas imágenes de baja y alta dosis (22).

La TC axial de alta resolución con baja dosis se ha consolidado como una herramienta efectiva en el diagnóstico de enfermedades pulmonares difusas, especialmente en el seguimiento de pacientes con anomalías previamente conocidas. A pesar de algunas limitaciones en la detección de ciertos tipos de lesiones, su capacidad para proporcionar diagnósticos precisos con una exposición mínima a la radiación es de gran importancia en la práctica clínica.

En el contexto de la pandemia de COVID-19, la evaluación precisa de la dosimetría en las exploraciones de tomografía computarizada (TC) de tórax se convirtió en una consideración crucial para garantizar la seguridad y efectividad de los procedimientos médicos. Ghetti et al. (2020) llevaron a cabo un estudio

significativo en el Hospital Universitario de Parma, Italia, donde se examinaron 3224 pacientes con una edad promedio de 67 años, y se evaluaron diversos índices dosimétricos como el CTDIvol, DLP, SSDE y E103. Los resultados revelaron que, a pesar del notable aumento en las exploraciones de TC torácicas debido a la pandemia, el protocolo implementado, que involucra una combinación de baja dosis y alta resolución, aseguró dosis bajas y estimaciones de riesgo extremadamente bajos en términos de riesgo de cáncer atribuible a lo largo de la vida (LAR) (23).

La estimación precisa del riesgo de cáncer es de suma importancia en estos procedimientos, y en este estudio se utilizó el modelo "Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes" (BEIR VII), que asume un comportamiento "lineal sin umbral" (LNT) en el riesgo de cáncer incluso a dosis bajas, y considera un factor de reducción de dosis y tasa de dosis (DDREF) de 1.5 para cánceres sólidos (23). Los resultados de este análisis demostraron que el riesgo estimado de cáncer utilizando este modelo, que tiende a sobrestimar la inducción de cáncer, es significativamente bajo, respaldando así la justificación de los beneficios diagnósticos de las exploraciones de TC de tórax en pacientes, especialmente en situaciones de emergencia como la pandemia de COVID-19. Estos hallazgos aportan una base fundamental para la optimización de las prácticas clínicas y la seguridad de los pacientes sometidos a exploraciones de TC de tórax en situaciones excepcionales (23).

La tomografía computarizada (TC) se considera un procedimiento con una alta dosis de radiación, y es común que se realicen exámenes con dosis innecesariamente altas en escáneres de TC convencionales. La Sociedad Fleischner ha destacado la necesidad de establecer estándares de referencia y

llevar a cabo investigaciones adicionales para reducir la dosis aplicada en estos procedimientos. Además, han enfatizado la obligación de contar con pautas que permitan reducir la dosis de radiación en los escaneos de rutina, reconociendo la importancia de optimizar las dosis de radiación en la práctica clínica (19).

En un estudio, Das et al. abordaron este desafío al proponer protocolos de examen adaptados de forma individualizada para reducir la exposición a la radiación en exploraciones de tórax con tecnología de TC de 16 detectores. Su investigación se centró en optimizar los procedimientos de TC para disminuir la dosis de radiación asociada, ofreciendo perspectivas valiosas sobre cómo adaptar los protocolos de examen para alcanzar una reducción efectiva de la exposición a la radiación en pacientes sometidos a estos estudios (19).

Para abordar la estrategia general para la reducción de dosis de radiación en exploraciones de tomografía computarizada (TC), es fundamental considerar varios factores que determinan esta dosis. En las exploraciones de TC de tórax, existen múltiples formas de reducir la dosis de radiación, y estas implican modificaciones en los parámetros de exploración de TC. (Kubo et al., 2008).

Uno de los métodos directos para lograr esta reducción es ajustar la corriente o el voltaje del tubo, especialmente útil en pacientes con diámetros corporales pequeños o en presencia de alto contraste en los objetos de interés. Además, aumentar el paso helicoidal puede contribuir a disminuir la dosis de radiación al reducir el tiempo de exposición, aunque este efecto varía según el tipo de escáner utilizado. En exploraciones axiales, la dosis de radiación está relacionada con el grosor de la sección y el espaciado entre estas. La optimización de la dosis mediante la individualización de los parámetros de

exploración es crucial, dada la variabilidad en el tamaño de los pacientes, evitando así la sobreexposición en niños y adultos pequeños.

La introducción del control automático de la exposición en escáneres de TC ha facilitado la individualización de los parámetros de exploración, permitiendo la modulación dinámica de la corriente del tubo (Kubo et al., 2008). Asimismo, ciertos parámetros de procesamiento de imagen pueden influir en la dosis de radiación necesaria para obtener imágenes clínicamente aceptables. El uso de algoritmos de reconstrucción y filtros de imagen puede cambiar esta dosis y es crucial lograr la reducción de la dosis sin comprometer la calidad de la exploración.

Es importante tener en cuenta que la reducción de la dosis de radiación puede aumentar el nivel de ruido en la imagen, siendo este inversamente proporcional a la raíz cuadrada de la dosis de radiación (24). Por tanto, se debe garantizar que las imágenes resultantes sigan siendo adecuadas para el diagnóstico. En estudios comparativos entre imágenes de dosis estándar y dosis reducida, se ha demostrado que reducir el producto corriente-tiempo a 110-140 mAs no degrada significativamente la calidad de la imagen (24). Además, la reducción de la tensión del tubo también puede ser efectiva para disminuir la dosis de radiación, aunque con ciertas limitaciones (24).

Capítulo IV

Conclusiones

La TCAR es una herramienta fundamental en el estudio de los pacientes con enfermedad pulmonar intersticial difusa, ya que siendo un método no invasivo, es altamente diagnóstico, evitando la necesidad de correlacionar histológicamente los hallazgos tomográficos, para tener certeza de la presencia o ausencia de una enfermedad. Adicionalmente permite clasificar la entidad patológica dentro de un grupo de padecimientos de similar comportamiento evolutivo, dando gran capacidad al clínico para toma de decisiones terapéuticas, dar seguimiento a la patología, controlar su comportamiento en el tiempo y así poder externar un panorama real de su enfermedad a los pacientes.

En la actualidad se cuenta con muchas herramientas tecnológicas para la adecuada realización de los estudios tomográficos, por lo cual se debe garantizar que las imágenes adquiridas en cada estudio cumplan con los requerimientos técnicos mínimos para que sean interpretados de la mejor manera por los médicos especialistas en imágenes médicas y que sirva de herramienta para los clínicos en su abordaje al paciente.

Es importante recalcar que a pesar de esto, cada estudio debe ser individualizado y ser supervisado por una estructura multidisciplinaria de especialistas, ya que no a todos los pacientes se les debe exponer a un protocolo completo de TCAR en cada momento que se vayan a estudiar, ya que dependiendo de su patología, estadio clínico, el patrón de afectación y presentación usual de cada entidad, se pueden hacer modificaciones y personalizar el protocolo de acuerdo al período dentro del que se encuentren, ya

sea un primer estudio diagnóstico, estudio de seguimiento o un nuevo estudio con protocolo completo de TCAR por deterioro o alteración de su estado clínico basal, así como por su biotipo, edad, condición clínica, entre otros.

Finalmente no es de extrañar que existan grandes impulsos por descubrir nuevas técnicas y herramientas tecnológicas para la disminución de la dosis de radiación a la que se exponen los pacientes, ya que al ser necesaria la representación fiel de las estructuras pulmonares, muchas de las cuales son milimétricas, se debe realizar una exploración muy minuciosa del tórax, lo que conlleva a dosis de radiación más altas que las necesarias para la realización de tomografías de tórax de otra naturaleza y aún mayores que las de los estudios convencionales de tórax, sin embargo, la información obtenida de los estudios tomográficos bajo la modalidad de alta resolución sobrepasa con creces el potencial riesgo al que se somete al paciente al realizar estos estudios radiológicos y a los de los métodos de diagnóstico alternativos que incluyen los riesgos propios de ser procedimientos invasivos.

Bibliografía

1. Jacob J, Hansell DM. HRCT of fibrosing lung disease. *Respirology* [Internet]. 2015;20(6):859–72. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1111/resp.12531>
2. Raghu G, Collard HR, Egan JJ, Martinez FJ, Behr J, Brown KK, et al. An official ATS/ERS/JRS/ALAT statement: Idiopathic pulmonary fibrosis: Evidence-based guidelines for diagnosis and management. *Am J Respir Crit Care Med* [Internet]. 2011;183(6):788–824. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1164/rccm.2009-040gl>
3. Nathan SD, Pastre J, Ksovreli I, Barnett S, King C, Aryal S, et al. HRCT evaluation of patients with interstitial lung disease: comparison of the 2018 and 2011 diagnostic guidelines. *Ther Adv Respir Dis* [Internet]. 2020;14:175346662096849. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1177/1753466620968496>
4. Epler GR, McLoud TC, Gaensler EA, Mikus JP, Carrington CB. Normal chest roentgenograms in chronic diffuse infiltrative lung disease. *N Engl J Med* [Internet]. 1978;298(17):934–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1056/nejm197804272981703>
5. Mathieson JR, Mayo JR, Staples CA, Müller NL. Chronic diffuse infiltrative lung disease: comparison of diagnostic accuracy of CT and chest radiography. *Radiology* [Internet]. 1989;171(1):111–6. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/radiology.171.1.2928513>
6. Kazerooni EA. High-resolution CT of the lungs. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2001;177(3):501–19. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.177.3.1770501>
7. Travis WD, Costabel U, Hansell DM, King TE Jr, Lynch DA, Nicholson AG, et al. An official American thoracic society/European respiratory society statement: Update of the international multidisciplinary classification of the idiopathic interstitial pneumonias. *Am J Respir Crit Care Med* [Internet]. 2013;188(6):733–48. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1164/rccm.201308-1483st>
8. Adegunsoye A, Ryerson CJ. Diagnostic classification of interstitial lung disease in clinical practice. *Clin Chest Med* [Internet]. 2021;42(2):251–61. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ccm.2021.03.002>
9. Antoine MH, Mlika M. *Interstitial lung disease*. StatPearls Publishing; 2023.
10. Griese M. Etiologic classification of diffuse parenchymal (interstitial) lung diseases. *J Clin Med* [Internet]. 2022 [citado el 2 de octubre de 2023];11(6):1747. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2077-0383/11/6/1747>
11. Cottin V, Valenzuela C. Diagnostic approach of fibrosing interstitial lung diseases of unknown origin. *Presse Med* [Internet]. 2020;49(2):104021. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.lpm.2020.104021>
12. Kalchiem-Dekel O, Galvin J, Burke A, Atamas S, Todd N. Interstitial lung disease and pulmonary fibrosis: A practical approach for general medicine physicians with focus on the medical history. *J Clin Med* [Internet]. 2018;7(12):476. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/jcm7120476>

13. Grainger RG, Allison D, Adam A, Dixon AK, Gillard JH. Grainger & Allison's Diagnostic Radiology: A Textbook of Medical Imaging. Churchill Livingstone; 2015.
14. Costa J, Soria JA. Tomografía Computarizada Dirigida a Tecnicos Superiores En Imagen Para El Diagnostico. España: Elsevier; 2015.
15. Webb WR, Muller NL, Naidich DP. High resolution CT of the lung. 3a ed. Filadelfia, PA, Estados Unidos de América: Lippincott Williams and Wilkins; 2001.
16. Sundaram B, Chughtai AR, Kazerooni EA. Multidetector high-resolution computed tomography of the lungs: Protocols and applications. J Thorac Imaging [Internet]. 2010;25(2):125–41. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1097/rti.0b013e3181d9ca37>
17. Mayo JR, Webb WR, Gould R, Stein MG, Bass I, Gamsu G, et al. High-resolution CT of the lungs: an optimal approach. Radiology [Internet]. 1987;163(2):507–10. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/radiology.163.2.3562834>
18. Mayo JR, Aldrich J, Müller NL. Radiation exposure at chest CT: A statement of the fleischner society. Radiology [Internet]. 2003;228(1):15–21. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2281020874>
19. Das M, Mahnken AH, Mühlenbruch G, Stargardt A, Weiß C, Sennst D-A, et al. Individually adapted examination protocols for reduction of radiation exposure for 16-MDCT chest examinations. AJR Am J Roentgenol [Internet]. 2005;184(5):1437–43. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.184.5.01841437>
20. Kashiwabara K, Kohshi S-I. Additional computed tomography scans in the prone position to distinguish early interstitial lung disease from dependent density on helical computed tomography screening patient characteristics. Respirology [Internet]. 2006;11(4):482–7. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1440-1843.2006.00869.x>
21. Emilsson ÖI, Dessel A, Johansson H, Adeli S, Malinovsky A, Eloranta M-L, et al. Different chest HRCT scan protocols change the extent of ground glass opacities. BMC Pulm Med [Internet]. 2022;22(1). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s12890-022-02212-7>
22. Mayo JR. High resolution computed tomography. Technical aspects. Radiol Clin North Am [Internet]. 1991 [citado el 2 de octubre de 2023];29(5). Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1871254/>
23. Ghetti C, Ortenzia O, Maddalo M, Altabella L, Sverzellati N. Dosimetric and radiation cancer risk evaluation of high resolution thorax CT during COVID-19 outbreak. Phys Med [Internet]. 2020;80:119–24. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.018>
24. Kubo T, Lin P-JP, Stiller W, Takahashi M, Kauczor H-U, Ohno Y, et al. Radiation dose reduction in chest CT: A review. AJR Am J Roentgenol [Internet]. 2008;190(2):335–43. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.07.2556>

25. Sverzellati N, Lynch DA, Hansell DM, Johkoh T, King TE Jr, Travis WD. American thoracic society–European respiratory society classification of the idiopathic interstitial pneumonias: Advances in knowledge since 2002. *Radiographics* [Internet]. 2015;35(7):1849–71. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.2015140334>
26. Honda O, Johkoh T, Tomiyama N, Kozuka T, Mihara N, Koyama M, et al. High-resolution CT using multidetector CT equipment: Evaluation of image quality in 11 cadaveric lungs and a phantom. *AJR Am J Roentgenol* [Internet]. 2001;177(4):875–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.177.4.1770875>
27. Beigelman-Aubry C, Hill C, Guibal A, Savatovsky J, Grenier PA. Multi–detector row CT and postprocessing techniques in the assessment of diffuse lung disease. *Radiographics* [Internet]. 2005;25(6):1639–52. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.256055037>
28. Mueller-Mang C, Grosse C, Schmid K, Stiebellehner L, Bankier AA. What every radiologist should know about idiopathic interstitial pneumonias. *Radiographics* [Internet]. 2007;27(3):595–615. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1148/rg.273065130>
29. Raghu G, Remy-Jardin M, Myers JL, Richeldi L, Ryerson CJ, Lederer DJ, et al. Diagnosis of idiopathic pulmonary fibrosis. An official ATS/ERS/JRS/ALAT clinical practice guideline. *Am J Respir Crit Care Med* [Internet]. 2018;198(5):e44–68. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1164/rccm.201807-1255st>
30. Silva M, Milanese G, Sverzellati N. Interstitial lung abnormalities: Prognostic stratification of subtle radiological findings. *Curr Opin Pulm Med* [Internet]. 2018;24(5):432–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1097/mcp.0000000000000497>
31. Nair A, Hansell DM. High-resolution computed tomography features of smoking-related interstitial lung disease. *Semin Ultrasound CT MR* [Internet]. 2014;35(1):59–71. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sult.2013.10.005>
32. Webb. High-resolution CT of the lung. 5a ed. Filadelfia, PA, Estados Unidos de América: Lippincott Williams and Wilkins; 2014.