

Elastografía pulmonar

¿nueva técnica en el manejo de las enfermedades pulmonares intersticiales difusas?

Navarro Cutillas V, Fernández Ramos J, Wangüemert
Pérez A.

Hospital San Juan de Dios – Santa Cruz de Tenerife

Objetivo

Las enfermedades pulmonares intersticiales difusas (EPID) es un término genérico para aproximadamente 200 enfermedades diferentes que tienen en común una afectación principal del intersticio pulmonar, con un grado variable de inflamación y fibrosis. En general, se subdividen en aquellas de causa justificable y otras desconocidas o idiopáticas, por lo que difieren en variaciones clínicas, pronóstico y tratamiento (1).

De entre ellas, la fibrosis pulmonar idiopática (FPI) es la EPID más común, con un incremento de la incidencia anual del 11% respecto a la década anterior, que afecta predominantemente a varones a partir 55 años, y se caracteriza por una disnea progresiva de comienzo insidioso. La FPI tiene peor pronóstico que otras EPID, por lo que es importante el seguimiento continuo y respuesta al tratamiento, hasta considerar el trasplante pulmonar.

En el 2018, la Sociedad respiratoria Americana, Europea, Japonesa y Latino-Americana (ATS/ERS/JRS/ALAT) propusieron una actualización mejorada a la práctica clínica de las guías publicadas en 2011, que adecuaba el manejo diagnóstico al contexto individual de cada paciente (2).

En ella, se recoge como técnica diagnóstica de elección a la tomografía computarizada de alta resolución (TCAR) para definir el patrón radiológico de neumonía intersticial usual (NIU), con un valor predictivo positivo de FPI de entre 90-100%. Este patrón consiste en una distribución periférica bibasal con presencia obligatoria de panalización, asociado a bronquiectasias/bronquioloectasias de tracción (fibrosis), a veces concurrente con opacidades en vidrio deslustrado y reticulación fina intersticial.

Debido al seguimiento continuo, estos pacientes son susceptibles de pruebas diagnósticas periódicas para el control de su enfermedad, por lo que aumenta su exposición a radiaciones ionizantes (Rx/TCAR), además de mayor coste y menor disponibilidad.

En contraposición, encontramos la ecografía torácica como técnica complementaria para el estudio de enfermedades pulmonares, que ofrece una alternativa segura, costo-eficiente y accesible tanto en el servicio hospitalario de radiología como en centros de salud cercanos a la población.

Ya su estudio para el parénquima pulmonar fue defendido desde la década de los 90, permitiendo observar aproximadamente el 70% de pulmón a través de los espacios intercostales (3). Las EPID se correlacionan con el patrón del síndrome ecográfico intersticial, entre otras patologías, considerado como la aparición de varios artefactos acústicos conocidos como colas de cometa o líneas B, que se corresponden con la ocupación intersticial y reducción del volumen (4).

En las últimas décadas comenzó a desarrollarse la elastografía ecográfica para evaluar la rigidez tisular que se modifica en los distintos procesos patológicos, ofreciendo información tanto cuantitativa como cualitativa de las propiedades elásticas del tejido (5). A pesar de su uso ya establecido para hígado, tiroides, mama, próstata... existen referencias escasas respecto a patología pulmonar, y apenas existen comparaciones con el TCAR como técnica gold estándar (6).

Por tanto, nuestro **objetivo principal** es analizar la aplicación de la elastografía pulmonar para la valoración de las EPID en fase de fibrosis o NIU, para poder ofrecerlo como seguimiento habitual de esta enfermedad. **De forma secundaria**, se valorará si existe correlación de los resultados de la elastografía con el porcentaje en volumen de fibrosis visualizado en TCAR, como técnica diagnóstica de referencia.

Material y métodos

1. Diseño del estudio

Estudio unicéntrico, retrospectivo, de casos y controles a doble ciego. Los pacientes fueron seleccionados por el servicio de Neumología con desconocimiento del diagnóstico clínico o categorización como caso/control por parte de los autores del estudio.

2. Selección de pacientes. Criterios de inclusión y exclusión

Se estableció como casos a pacientes diagnosticados de distintas EPID en fase de fibrosis o NIU por TCAR previo y como controles pacientes sanos de consulta de Neumología que se hicieron un TCAR por otro motivo (control de nódulos pulmonares, adenopatías, accidentes...) en un intervalo previo de 3 meses, con el fin de reducir las variaciones clínicas entre las pruebas de imagen.

Todos los pacientes firmaron consentimiento informado para la realización de la elastografía pulmonar y el TCAR en el momento de su realización.

La búsqueda resultante de pacientes con los criterios descritos fue de 24 casos y 12 controles. Se excluyó del estudio un paciente de IMC elevado que limitaba técnicamente la valoración de la elastografía y dos pacientes que se perdieron en seguimiento, con un resultado final de 23 casos y 10 controles.

3. Técnicas empleadas:

Se realizó la elastografía previo al análisis volumétrico del TCAR, para así evitar la subjetividad en la valoración de la prueba. La elastografía fue realizada por un radiólogo de más de 25 años de experiencia y un neumólogo de 10 años de experiencia. El análisis volumétrico del TCAR fue realizado por un radiólogo de 9 años de experiencia.

3.1 Elastografía

Entre las técnicas de elastografía actualmente disponibles en la práctica clínica, se usó la elastografía de onda de corte o *bidimensional Shear wave elastography* (2D-SWE), que mide la velocidad de corte (*shear wave speed, SWS*) generada por la fuerza de radiación acústica.

- *Principio físico:*

El principio de la elastografía se basa en las variaciones de ondas de vibración superficial ocasionadas por la deformidad del tejido.

En el caso de la 2D-SWE, se aplica inicialmente un pulso de fuerza con una amplitud de onda superior a la usada en ecografía convencional cerca de la región de interés (ROI) y genera un impulso de radiación acústica en el tejido que se desplaza y deforma progresivamente en la dirección del pulso de fuerza. Cuando la transmisión se completa, el tejido desplazado vuelve a su posición original. Esta reposición genera una onda de corte a una velocidad determinada (SWS) en metros por segundo (m/seg) en función de las propiedades viscoelásticas del tejido. Posteriormente, se convierte en módulo elástico a través de la fórmula de Young, con la consiguiente conversión en medidas de presión (kPa) para rigidez tisular **(7,8)**

Si la densidad del tejido es constante y homogénea, la SWS presenta una correlación directamente proporcional con el grado de rigidez tisular, es decir, a mayor rigidez, mayor velocidad de onda.

- *Modalidad y equipo:*

Se ha empleado el equipo Toshiba Applio i800 (*Toshiba Medical System Corporation*), donde estaba integrada la modalidad 2D-SWE con una velocidad de corte del pulso de fuerza de 2,5 Mhz que se incluía de forma automática. Se usó el transductor convex multi-frecuencia de 1,9 – 9,2 MHz para asegurar una adecuada visualización del campo pulmonar, con una profundidad de 10 cm.

- *Posición del paciente:*

En sedestación y de espaldas al explorador. La exploración y toma de datos se realizó en capacidad funcional residual con respiración suave.

- *Áreas de estudio:*

Se recogieron sistemáticamente cuatro zonas a estudio, dos por cada hemitórax. Como bases, el espacio intercostal por encima del diafragma en la línea medio-escapular. Como ápices, el segundo espacio intercostal en la línea medio-clavicular.

- *Protocolo secuencial:*

Uso en modo B: Inicialmente se localizaron los artefactos pleurales en situación de normalidad (líneas A) o patológica (líneas B). Las líneas A se visualizan cuando la superficie pleural es una reflexión perfecta de la onda acústica e impide ver más allá de la línea pleural, manifestándose como múltiples líneas hiperecogénicas equidistantes y paralelas a la superficie pleural. Por el contrario, las líneas B se reflejan como artefactos verticales hiperecóticos en cola de cometa, perpendiculares a la superficie pulmonar (Figura 1) (4).

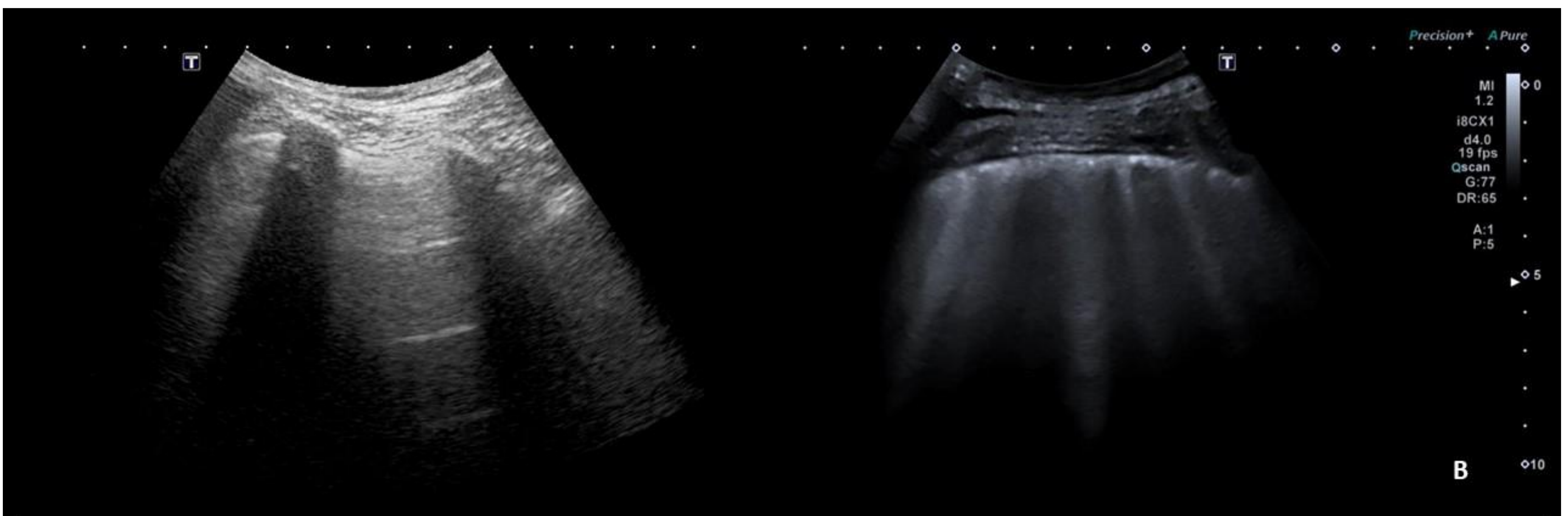


Figura 1. Imágenes de ecografía pulmonar en modo B con sonda cónvex y una profundidad de campo de 10 cm. (A) Líneas A en pulmón sano. Son líneas paralelas a la superficie pleural sin artefacto. (B) Líneas B correspondiente a síndrome intersticial. A diferencia de lo anterior, se observan artefactos puntiformes en colas de cometa que siguen perpendiculares a la superficie pleural. Este hallazgo se corresponde con una ocupación del intersticio pulmonar (celular, líquido).

Modo SWE: una vez localizados los artefactos pleurales en modo B, se cambió al modo 2D-SWE de dos ventanas que incluye mapa de elasticidad en gama de colores y mapa de propagación de ondas.

Con el transductor en suspensión para evitar una fuerza superficial adicional, se sitúa la caja de medición entre la pared torácica y la superficie pleural. La zona de medida se ha realizado inmediatamente inferior a la línea pleural evitando sobrepasar los 3 cm de profundidad para evitar la dispersión de la onda SWE. Dentro de la caja, se coloca el ROI en la zona donde el campo de elasticidad sea más homogéneo y se corresponda con la situación más paralela de las ondas de propagación. Como comparación durante la exploración, se realizó el mismo proceso con el músculo intercostal, excluyendo los resultados del estudio (Figura 2). Se tomaron al menos 2 muestras para cada localización del pulmón.

El tiempo total de la evaluación ecográfica y obtención de datos fue de aproximadamente 30 minutos.

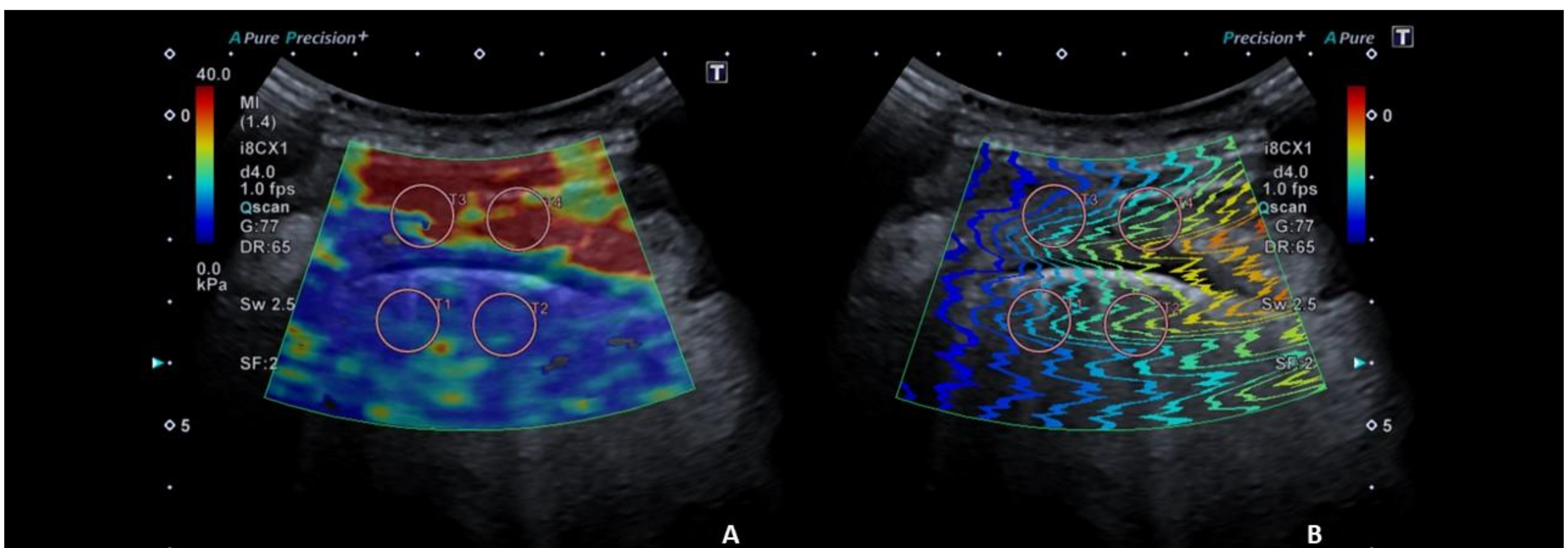


Figura 2. (A) Imagen de elastografía con mapa de elasticidad (kPa) en escala de colores. (B) Imagen de mapa de ondas de velocidad de propagación. Los ROI T1 y T2 corresponden a las mediciones de las líneas B de la superficie subpleural. Los ROI T3 y T4 corresponden a la musculatura intercostal. Se intentaban seleccionar aquellas zonas pulmonares de mayor homogeneidad en mapa de colores (A, azul) en conjunción a ondas de propagación más paralelas y contiguas posibles (B).

- *Resultados y parámetros:*

Los parámetros evaluados fueron la rigidez o presión medida en kPa y la velocidad de onda SWS en m/s. El programa permite calcular y expresar de forma automática la media (M), mediana (Me) y desviación estándar (SD) de los resultados. Se tomó como referencia de medición óptima valores de IQR/M inferior de 0,15 para los resultados de velocidad, y de 0,30 para los resultados de presión.

3.2 Volumetría

- *Modalidad y equipo:*

Para el estudio de volumetría, se empleó el programa *Vital*® *Canon* en el equipo *Vitrea*® *Advanced Visualization*, con el software específico para volumetría pulmonar *CT Lung Density Analysis*, donde se analizaron a simple ciego las características de los 33 pacientes.

- *Protocolo TCAR:*

Los TCAR analizados fueron realizados con una diferencia de 3 meses respecto a la elastografía. Fueron realizados en equipo *Toshiba Aquilion Primer SP 160c AIDR 3D Enhanced 4º* generación, con protocolo de baja dosis, alta resolución (< 2 mm de grosor de corte, MPR 1.0 mm) y sin contraste intravenoso. Se adquirió con el paciente en decúbito supino y en inspiración máxima. El campo de estudio incluyó desde estrecho torácico hasta hemiabdomen superior.

- *Protocolo análisis de volumetría:*

Se analizaron de forma independiente el pulmón derecho e izquierdo en ventana pulmón que permitía una mejor visualización y ajuste de densidades.

Mediante la herramienta de selección anatómica, se incluían únicamente los 3 cm de profundidad subpleural, quedando excluido el resto del pulmón del análisis de datos. De esta forma, se centraban los hallazgos en la zona dominante de afectación de las EPID así como en la misma área a estudio ecográfico (Figura 3).

Los valores de unidades *Hounsfield* (UH) para alta densidad pulmonar han sido típicamente descritos en estudios previos entre un rango de - 650 hasta - 200 UH (9). Utilizando el filtro de densidades, se seleccionaron las áreas correspondientes a alta densidad que interpretaríamos como fibrosis permitidas por el software (- 700 UH a - 420 UH). Con la herramienta de eliminación vascular, se excluyeron de forma manual los vasos prominentes de la zona a estudio que pudieran contribuir a un aumento de la densidad de causa no intersticial (Figura 4).

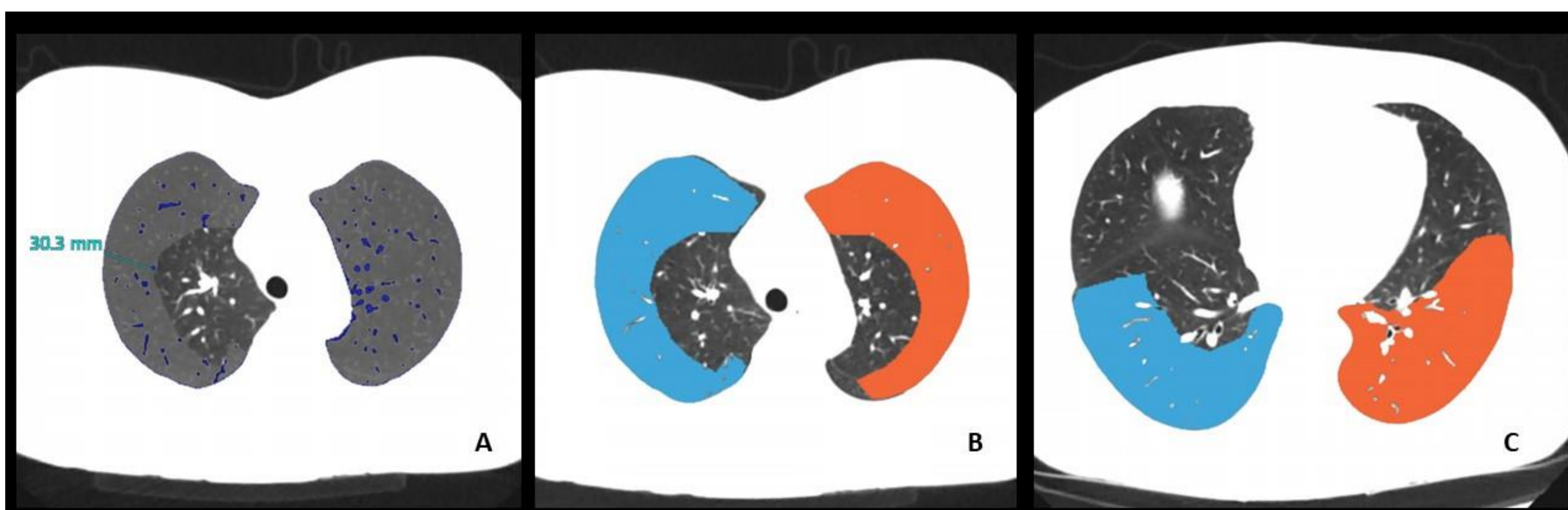


Figura 3. Selección de zonas de estudio en volumetría. (A) Segmentación pulmonar derecha con una profundidad subpleural aproximada de 3 cm, similar a la zona de medición en ecografía. (B) Segmentación de ápices y (C) bases posteriores para el pulmón derecho (azul) e izquierdo (naranja). Los datos volumétricos sobre el porcentaje absoluto de áreas de alta densidad (- 700 UH a - 420 UH) y porcentaje relativo de alta densidad serán realizados sobre las áreas seleccionadas.

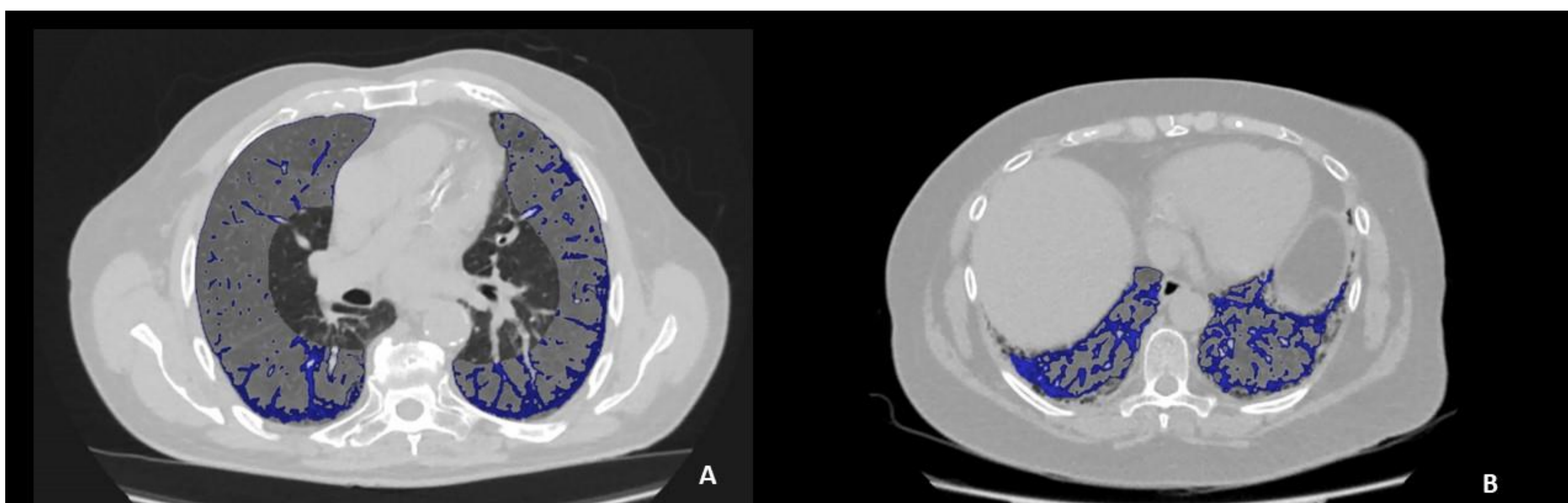


Figura 4. Herramienta de exclusión de vasos pulmonares. Se seleccionaron los grandes vasos que, mediante la herramienta de selección vascular, quedaron excluidos de la medición en las zonas seleccionadas. Los vasos excluidos aparecen resaltados en blanco en zona apical (A) y bases (B). Las imágenes reticulares en azul corresponden a las densidades a estudio (-700 a -420 UH) en un paciente con NIU.

- *Resultados y parámetros:*

Las medidas obtenidas por el programa fueron el volumen (mL) del pulmón seleccionado así como el volumen de tejido de alta densidad en esa área a estudio, y la relación entre ellos (% absoluto). El programa también incluyó el porcentaje relativo de volumen de alta densidad para las áreas seleccionadas de ambos pulmones (Figura 5).

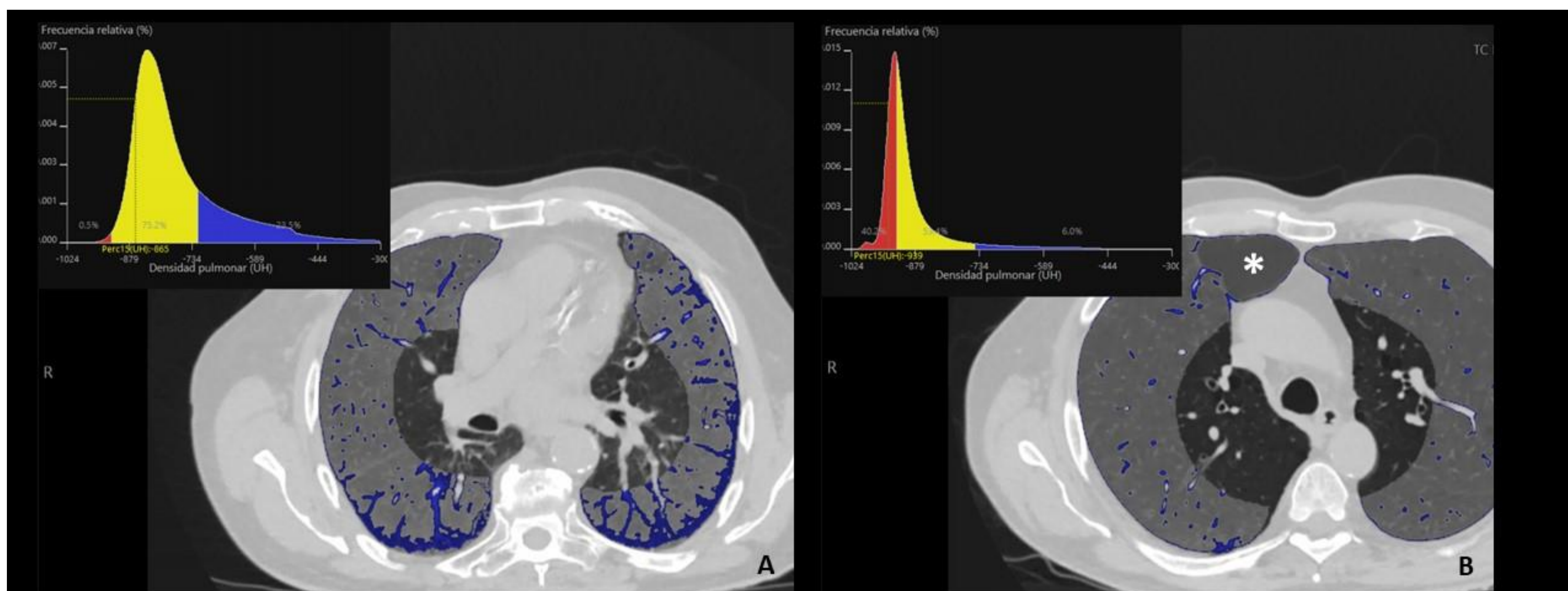


Figura 5. Frecuencia relativa de densidades. Porcentaje de alta densidad relativo (azul) al resto de densidades para la totalidad de las áreas seleccionadas (incluyendo pulmón derecho e izquierdo). **(A)** Paciente con patrón intersticial, que se corresponde con una frecuencia relativa del 23,5 % para densidades altas. **(B)** Paciente con escaso patrón intersticial, que se corresponde con un 6% para densidades alta. Nótese como existe un aumento del porcentaje relativo para las áreas de baja densidad (rojo, enfisema) posiblemente aumentado por la presencia de una bulla paramediastínica anterior derecha (asterisco).

1.4 Variables secundarias

Otros datos registrados de forma secundaria fueron la edad y sexo del paciente, la subcategoría diagnóstica de EPID y pruebas espirométricas en el grupo de casos como la capacidad vital forzada (FVC) y la capacidad de difusión de oxígeno (DCL0), con valores normales para ambas superiores a 80. Para los controles se asumió normalidad.

1.5 Análisis estadístico:

Las comparaciones de medias para las variables con aproximación a la normal se han realizado mediante la t-student para muestras independientes. Para las no normales se ha usado el test no paramétrico de Wilcoxon rank sum. Para las variables categóricas se han realizado pruebas de Chi-cuadrado. Se ha calculado la correlación de Pearson y se ha obtenido su significación para establecer el grado y fuerza de asociación entre las variables continuas de las dos herramientas pronósticas. Esta relación también se ha expresado mediante un diagrama de dispersión y se ha obtenido la ecuación de la línea de tendencia. Para todos los test usados el valor considerado estadísticamente significativo fue $p < 0,05$.

Resultados

1. Demografía y caracterización de la muestra

Veintitrés pacientes diagnosticados de EPID en fase de fibrosis y 10 pacientes sanos como grupo control participaron en el estudio. No hubo diferencias significativas entre los grupos para las variables de edad ni sexo ($p > 0.05$). La media de edad para el grupo control fue 64 ± 10 años y en casos de 71 ± 10 años ($p=0.08$). Aproximadamente el 50% del grupo control fueron varones y el 30,5% de los casos fueron mujeres.

Los diagnósticos de EPID en fase de fibrosis para los casos fueron NIU (52.1 %), neumonía por hipersensibilidad crónica (NHC, 21.7%), neumonía intersticial autoinmune (*interstitial pneumonia with autoimmune features* IPAF, 13%), neumonía intersticial no específica (NINE, 8.7%), neumonía intersticial descamativa (NID, 4.3%), fibrosis intersticial relacionada con el tabaco (*smoked related interstitial fibrosis* SRIF, 4.3%). Las medias de las pruebas espirométricas para pacientes EPID fueron para FVC de 80.35 ± 24.31 y DCLO de 60.13 ± 16.99 .

2. Comparación entre casos y controles para los parámetros de elastografía

Se realizó una comparación de medianas para los resultados de velocidad de onda y presión obtenidos. Ambos parámetros fueron significativamente superiores en la mayor parte de las áreas exploradas en los controles respecto a los pacientes EPID (Tabla 1). La zona cuya mediana de velocidad tuvo la mayor potencia estadística fue la base derecha, con una velocidad para controles de 4.04 (rango intercuartílico IRQ 3.30 – 4.35) versus 1.91 (IRQ 1.71 – 2.39) para casos ($p < 0.01$) (Figura 6). Las otras zonas que mostraban diferencias estadísticamente significativas, aunque con valores de p más altos, fueron la base izquierda (para velocidad $p < 0.018$, presión $p < 0.025$), y en menor grado el ápice derecho ($p < 0.038$).

Prueba de Wilkerson rank sum	Controles (10)			Casos (23)			p-valor
	Mediana	Percentil		Mediana	Percentil		
		25	75		25	75	
SWS base derecha	4,04	3,30	4,35	1,91	1,71	2,39	<0,001
kPa base derecha	39,5	35,8	49,2	11,9	9,8	17,6	<0,001
SWS ápice derecho	2,89	2,74	3,57	2,16	1,69	3,12	0,074
kPa ápice derecho	30,0	24,2	39,4	14,1	8,7	30,6	0,038
SWS base izquierda	2,34	2,05	2,78	1,91	1,53	2,17	0,018
kPa base izquierda	15,15	13,10	26,20	9,00	6,30	13,40	0,025
SWS ápice izquierdo	3,32	2,61	3,58	2,35	2,07	3,10	0,114
kPa ápice izquierdo	36,1	20,7	39,4	17,1	12,8	33,3	0,057

Tabla 1. Comparación de medias entre casos y controles para las variables de elastografía. Ambos parámetros fueron significativamente superiores en la mayor parte de las áreas exploradas ($p < 0.05$). Las áreas de mayor diferencia estadísticamente significativa fueron ambas bases, mayor la base derecha, tanto para velocidad (SWS) como para rigidez (kPa) ($p < 0.01$) respecto a la izquierda ($p = 0.018$ y $p = 0.025$ respectivamente).

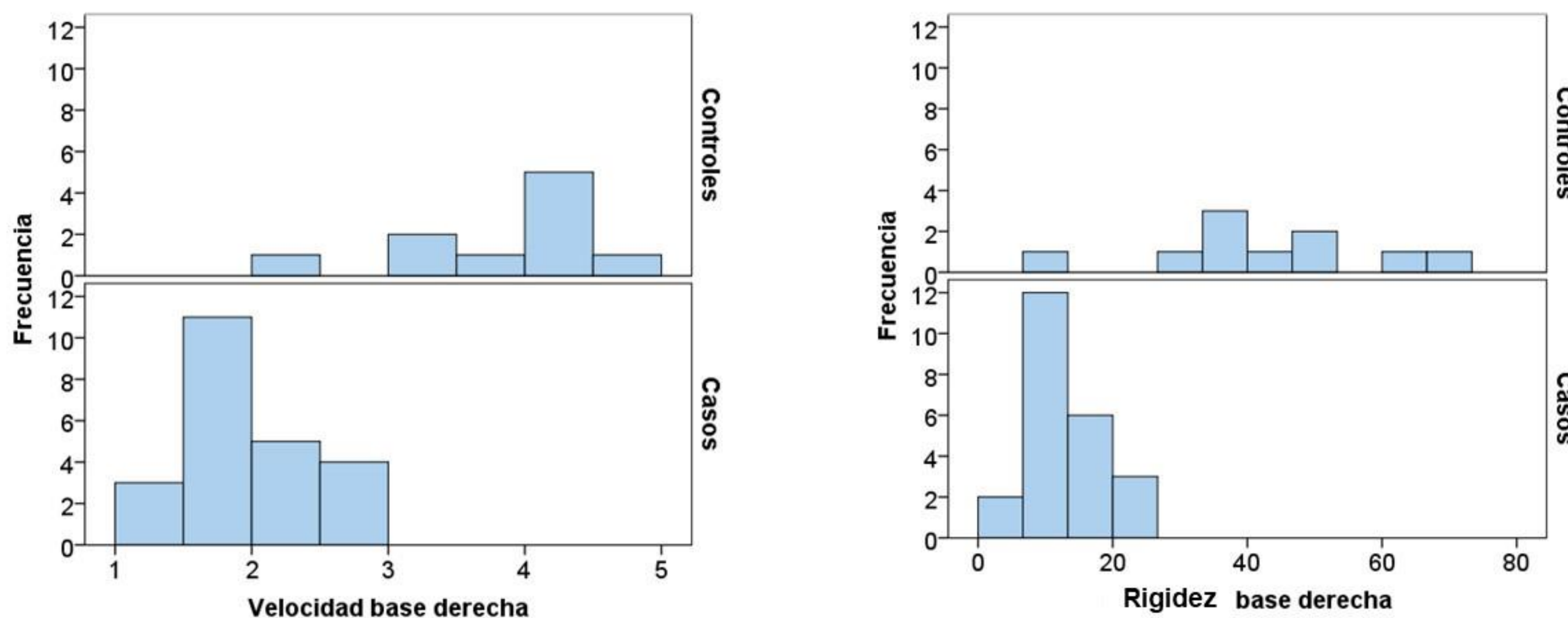


Figura 6. Histogramas de distribución. Para la zona de mayor significación estadística (base derecha), los valores de los controles están distribuidos en **(A)** niveles de velocidad SWS más altos (la mayoría > 3) y en los casos en los niveles de velocidad inferiores (< 3). **(B)** Los valores de rigidez (kPa) en los casos están distribuidos en niveles < 30 mientras que los controles > 30 . Esto obviamente es concordante a lo observado en las tablas de relación a la significación.

1.3 Comparación entre casos y controles para el porcentaje de fibrosis en volumetría

Los resultados volumétricos mostraron diferencias estadísticamente significativas en porcentaje de volumen para alta densidad, tanto en el pulmón derecho como izquierdo ($p < 0.001$), como se recoge en la tabla 3. La frecuencia relativa para el volumen de alta densidad de forma global calculado por el programa también mostró diferencias significativas, con un valor de mediana de 6.3 (IRQ 4.5-7.8) para controles y de 14,4 (IRQ 11.70 – 26.30) para casos ($p < 0.001$).

t – student muestras independientes	Controles			Casos			P-valor
	Mediana	Percentil 25	Percentil 75	Mediana	Percentil 25	Percentil 75	
% alta densidad pulmón derecho	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,4	<0,001
% alta densidad pulmón izquierdo	0,06	0,05	0,09	0,16	0,11	0,49	<0,001
% alta densidad total (D + I)	0,1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,5	<0,001
% relativo alta densidad total	6,30	4,50	7,80	14,40	11,70	26,30	<0,001

Tabla 2. Comparación de medias entre casos y controles para los porcentajes de alta densidad. Los resultados fueron significativamente superiores para ambos pulmones, tanto en porcentaje absoluto como relativo total ($p < 0.05$).

1.4 Correlación entre variables elastografía y TCAR

Se seleccionaron los resultados de elastografía de ambas bases pulmonares dada su significación estadística y se estudió su correlación con los hallazgos de volumetría mediante el test de correlación de Pearson. Ambas medidas en ecografía mostraron una correlación negativa débil con el porcentaje de fibrosis pulmonar para el hemitórax derecho (Figura 7). Para SWS, se obtuvo una correlación inversa de Pearson de 0.437 ($p = 0.012$); mientras que para la presión se obtuvo una correlación inversa de 0.548 ($p=0.019$). No se obtuvo correlación significativa en el pulmón izquierdo.

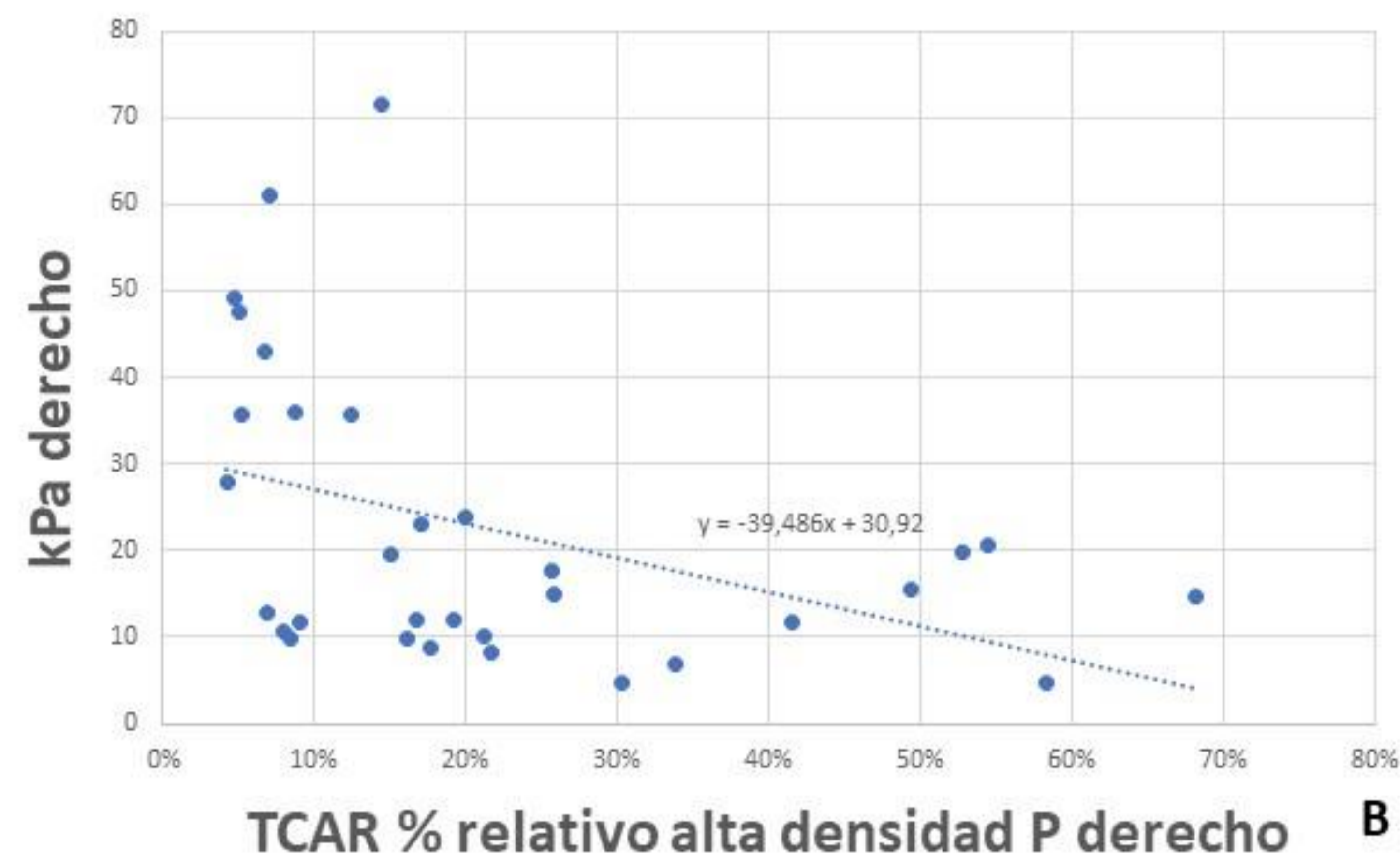
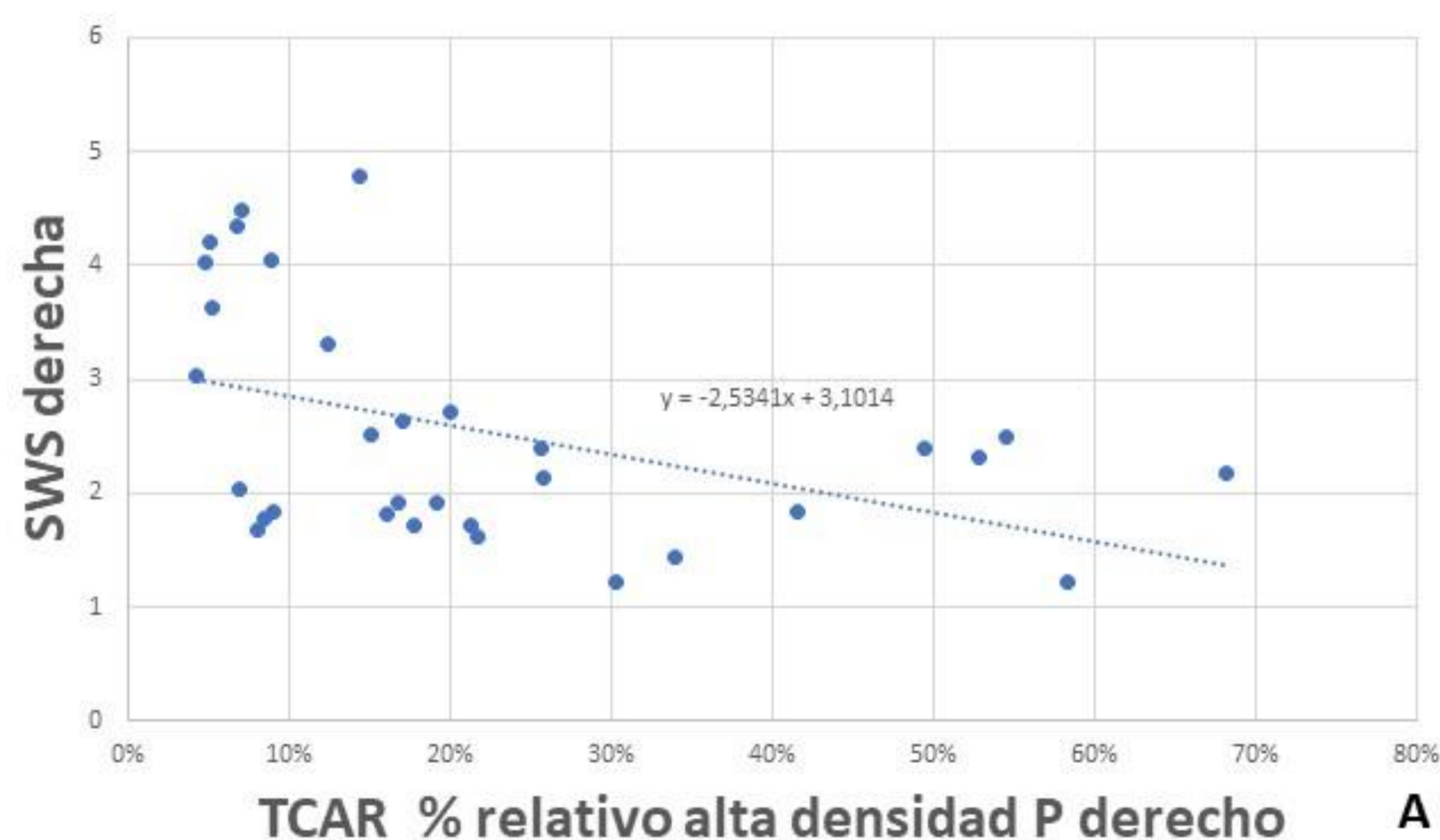


Figura 7. Diagrama de dispersión y ecuación de línea de tendencia para variables del pulmón derecho (correlación de Pearson). El volumen de % relativo de alta densidad del pulmón derecho se correlaciona de manera inversa (Pearson 0,570, $p = 0.001$) con la velocidad de propagación de onda para la base derecha **(A)**. De la misma forma, se correlaciona con la rigidez (kPa) (Pearson 0,548, $p = 0,001$) **(B)**. Esta correlación traduce que a mayor porcentaje de alta densidad o fibrosis pulmonar, menores velocidades o kPa se obtienen en la elastografía.

Discusión

El diagnóstico y seguimiento de las EPID requieren el uso reiterado de TCAR (2), lo que sitúa a los pacientes en un aumento a radiaciones ionizantes, además de una menor disponibilidad y accesibilidad a la prueba diagnóstica, mayor coste hospitalario y hallazgos incidentales. El uso de la ecografía en la valoración pulmonar data desde los años 90, como técnica reproducible, accesible e inocua para el paciente. Con el desarrollo de la elastografía por medio ecográfico, comienzan a mostrarse los primeros estudios que permiten evaluar el grado de elasticidad tisular en los distintos procesos pulmonares (5).

La distribución anatómica subpleural de las EPID, en concreto en fase de fibrosis, permite un acceso ecográfico fácil a través de los espacios intercostales, en búsqueda de patología intersticial visualizada como líneas B (4).

Los últimos estudios de elastografía en EPID muestran que tiene una buena sensibilidad y especificidad para diferenciar pacientes sanos respecto a pacientes con EPID (10). En este estudio, presentamos un análisis de 33 pacientes a los que se realizó una elastografía pulmonar 2D-SWE con desconocimiento de su diagnóstico. Se analizaron cuatro áreas anatómicas (ápice y base por cada hemitórax). Posteriormente, se analizaron el porcentaje de volumen afecto de alta densidad (fibrosis) en TCAR mediante volumetría. Por último, se estudió si existe correlación entre los parámetros de elastografía con los obtenidos en el TCAR, con escasa bibliografía actual al respecto.

En primer lugar, se obtuvo una diferencia significativa para los parámetros de elastografía en velocidad SWS y presión entre los casos y controles, con una distribución anatómica similar a lo descrito en la literatura actual (10). La elastografía resultó ser menos sensible para la discriminación entre pulmón normal y patológico en los ápices. Esto puede ser debido a la hiperinsuflación compensadora que existe en los segmentos superiores como respuesta a la rigidez basal por la presencia de la fibrosis. Por otra parte, la base derecha resultó preferible para determinar la presencia de enfermedad ($p < 0.01$). La potencia estadística, aunque significativa, resultó ser inferior en la base izquierda ($p < 0.038$), posiblemente debido al efecto compresivo del mediastino. Este hecho permitiría reducir el tiempo de exploración y posible incorporación de la elastografía a la práctica diaria con la selección de las zonas de estudio más significativas y reducción en la toma de medidas.

Segundo, confirmamos la diferencia cuantitativa de tejido de alta densidad que existe entre el pulmón sano y con EPID mediante la técnica de volumetría, tal y como describe la bibliografía (9, 10). A diferencia de los estudios observados en el que la valoración incluye el volumen total pulmonar, se quiso seleccionar la misma profundidad subpleural que se analizaba en la imagen ecográfica (aproximadamente 3 cm) con el fin de reproducir la misma zona a estudio, siendo esta selección continua desde ápices a bases por herramientas técnicas del programa. Esto por otra parte, nos hace pensar que posiblemente estemos alterando el porcentaje de fibrosis relativo real del pulmón con la consiguiente influencia en la línea de tendencia estadística.

Tercero, en la correlación entre parámetros mediante el estadístico de Pearson, se obtuvo una correlación débil pero significativa inversamente proporcional entre la SWS y/o presión en elastografía y el porcentaje de fibrosis en TCAR, únicamente para la base derecha. Este resultado traduce que, a mayor presión o SWS, menor volumen de fibrosis se visualizaría en el TCAR.

Nos encontramos ante una disociación de los hallazgos observados en la literatura respecto a lo conocido en la fibrosis hepática, por lo que nos hace plantear una serie de consideraciones y limitaciones del estudio.

Primero, existen factores físicos y mecánicos ligados a la técnica que influyen sobre el tipo de tejido a estudio (7). El pulmón es una cámara de aire que limita la propagación del ultrasonido. Como factor físico, la convexidad de la superficie pleural y el movimiento continuo en la respiración condiciona una incidencia oblicua de la onda de corte con el consiguiente cambio de dirección de la onda de propagación. Por otra parte, las propiedades viscoelásticas y la no linealidad del tejido influyen sobre la frecuencia de la onda de corte inicial a elegir y por consiguiente en la SWS obtenida. Estos factores pueden condicionar la selección de la fase de respiración óptima para la toma de medidas, así como en la frecuencia específica para el tejido pulmonar (6), en contraposición a la capacidad funcional y a la frecuencia estándar usada en este estudio (2,5 MHz).

El tamaño y forma del tejido diana influye sobre la SWS, de tal manera que a menor tamaño de la muestra y a mayor diferencia de impedancia en tejidos finos, mayor disminución de la SWS (7). En este estudio, disponemos de estos factores al plantear el tamaño de las líneas B así como el grosor fino de superficie pleural y su posible relación con la toma de medidas.

Posteriormente, habría que considerar la ausencia de criterios establecidos en la toma de medidas de calidad. A pesar de haber usado los validados para el tejido hepático, puede que el mismo rango IQR/M no sea adecuado en este caso. De la misma forma, tampoco existen valores absolutos de velocidad y presión con puntos de corte establecidos que defina ausencia o presencia significativa de enfermedad, por lo que no sabemos en qué continuum de enfermedad puede situarse cada paciente.

Por otra parte, la ecografía es una prueba operador – dependiente, y en concreto con la nueva modalidad de elastografía, es una técnica limitada que requiere formación. Aunque no se ha realizado un índice de correlación kappa, ambos exploradores ejecutaron el proceso de forma muy similar y obtuvieron resultados muy parecidos por paciente, con la alta probabilidad de reproducibilidad técnica. Por lo que, a pesar de lo descrito, frente a la existencia de que algún factor limitante se haya distribuido de manera homogénea entre ambos grupos, nos lleva a considerar que la diferencia estadística puede ser real a pesar de la disociación. En cualquier caso, nos hace plantear con cautela la validez externa del estudio.

Igualmente, los resultados de la elastografía obtenidos pueden ser la causa de la línea de tendencia inversa con los resultados del TCAR. Dado que las velocidades fueron menores en pacientes EPID, se entiende que a menor SWS o presión en pacientes EPID, mayor volumen de fibrosis en TC, como lógica interna de este estudio, pero contrario a lo publicado. Se sigue obteniendo ausencia de correlación significativa en el resto de áreas estudiadas por las mismas condiciones anatómicas descritas. Este hecho también concuerda con la naturaleza de la enfermedad, donde la presencia de fibrosis es menor en los ápices.

Otra limitación es el escaso tamaño muestral disponible para ofrecer validez externa y obtener mayor homogeneidad de datos.

Por último, a menudo se visualizan anomalías intersticiales de significado clínico incierto, conocidas como ILA de sus siglas en inglés (*interstitial lung abnormality*), con el desconocimiento de si verdaderamente traducen enfermedad. En estos casos, se trata de enfermedad subclínica, indetectable por pruebas funcionales, y únicamente visible de forma incidental en TCAR. Si bien la elastografía no permite visualizar el tejido pulmonar, sí que registra los cambios de elasticidad tisular incipientes que no se detectan en TCAR, por lo que habría que considerar esta influencia en futuras observaciones.

Conclusión

2D-SWE es uno de los métodos novedosos de elastografía que ha mostrado diferencias significativas en la elasticidad pulmonar en los pacientes afectados de enfermedad intersticial como estudio preliminar. Aunque el TCAR debe seguir usándose como técnica de elección para diagnóstico, la elastografía pulmonar puede proponerse como técnica de cribado y seguimiento evolutivo de la enfermedad. El comportamiento de la elasticidad en tejido pulmonar, así como la ausencia de criterios óptimos de medición y puntos de corte para la definición de la enfermedad hacen plantearse mayor investigación en este campo.

Referencias

1. Mikolasch T, Garthwaite H, Porter J. Update in diagnosis and management of interstitial lung disease, *Clinical Medicine*. 2017; 17 (2):46-53.
2. Raghu G, Remy-Jardin M, Myers J, Richeldi L, Ryerson C, Lederer D, editors. Diagnosis of Idiopathic Pulmonary Fibrosis. An Official ATS/ERS/JRS/ALAT Clinical Practice Guideline. *Am J Respir Crit Care Med*. 2018; 198 (5): 44 -8.
3. Zhang X, Osborn T, Kalra S. A noninvasive ultrasound elastography technique for measuring Surface waves on the lung. *Ultrasonics*. 2016; 71: 183 – 188.
4. Demi L, Egan T, Muller M. Lung Ultrasound Imaging, a technical review. *Appl. Sci*. 2020; 10: 462 -474
5. Lim C, Chung C, Lin Y, Chang C, Lai Y et al. Transthoracic ultrasound elastography in pulmonary lesions and disease. *Ultrasound in Med. & Biol*. 2016; 43(1):145-152.
6. Clay R, Bartholmai B, Zhou B, Karwoski R, Peikert T, Osborn T, et al. Assessment of interstitial lung disease using lung ultrasound Surface wave elastography – a novel technique with clinicoradiologic correlates. *J Thorac Imaging*. 2019; 34 (5): 313 – 219.
7. Nitta N, Yamakawa M, Hachiya H, Shiina T. A review of physical and engineering factors potentially affecting shear wave elastography. *Journal of Medical Ultrasonics*. 2021; 48: 403 – 414
8. Zhang X, Osborn T, Zhou B, Meixner D, Kinnick R, Bartholmai B, et al. Lung ultrasound Surface wave elastography: a pilot clinical study. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2017; 64 (9): 1298 – 1304.
9. Sul B, Flors L, Cassani J, Morris M, Reifman J, Altes T, et al. Volumetric characteristics of idiopathic pulmonary fibrosis lungs: computational analyses of high resolution computed tomography images of lung lobes. *Respiratory Research*. 2019; 20: 216
10. Zhou B, Bartholomai B, Kalra S, Osborn T, Zhang X. Lung US Surface Wave Elastography in Interstitial Lung Disease Staging. *Radiology*. 2019; 291: 479 -484