

ORIGINAL

Tomografía computada de doble energía para la detección de lesiones focales hepáticas



K.N. Lago, J. Vallejos, C. Capuñay, E. Salas, E. Reynoso, J.B. Carpio
y P.M. Carrascosa*

Departamento de Tomografía Computada, Diagnóstico Maipú, Buenos Aires, Argentina

Recibido el 31 de agosto de 2016; aceptado el 19 de marzo de 2017
Disponible en Internet el 8 de mayo de 2017

PALABRAS CLAVE

Tomografía espectral;
Abdomen;
Diagnóstico;
Energía dual

Resumen

Objetivo: Explorar cualitativamente y cuantitativamente el estudio espectral de las lesiones focales hepáticas, comparándolo con la valoración policromática habitual de la tomografía de energía simple.

Método: El presente estudio prospectivo incluyó 50 pacientes remitidos para la realización de tomografía computada multidetector abdominal con contraste intravenoso, que tuvieran al menos una lesión focal hepática. La fase portal fue adquirida con energía dual. Se realizaron mediciones densitométricas de las lesiones y del parénquima hepático circundante, tanto en la adquisición policromática basal como en las posteriores reconstrucciones monocromáticas a 40, 70 y 140 keV. Se trazaron las curvas espectrales y se calcularon los índices de doble energía y la relación contraste-ruído. Por último, se hizo una valoración subjetiva de la calidad de las imágenes y la detectabilidad lesional.

Resultados: Las diferencias densitométricas entre los distintos tipos de lesiones (avasculares y vascularizadas) y el hígado fueron mayores a bajos niveles energéticos (a la izquierda de la curva espectral) que en la evaluación policromática. En la valoración subjetiva, el nivel energético de 40keV presentó una mayor detectabilidad lesional.

Conclusiones: El estudio espectral monocromático mediante tomografía computada de energía dual provee una mayor detectabilidad lesional a 40keV en relación a la que se dispone con la valoración policromática habitual.

© 2017 SERAM. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: patriciacarrascosa@diagnosticomaipu.com.ar (P.M. Carrascosa).

KEYWORDS

Spectral computed tomography;
Abdomen;
Diagnosis;
Dual energy

Dual-energy computed tomography for the detection of focal liver lesions**Abstract**

Objective: To qualitatively and quantitatively explore the spectral study of focal liver lesions, comparing it with the usual polychromatic assessment with single-energy computed tomography.

Material and methods: We prospectively studied 50 patients with at least one focal liver lesion who were referred for abdominal multidetector computed tomography with intravenous contrast material. The portal phase was acquired with dual energy sources. The density of the lesions and of the surrounding liver parenchyma was measured both in the baseline polychromatic acquisition and in the posterior monochromatic reconstructions at 40 keV, 70 keV, and 140 keV. Spectral curves were traced and the dual-energy indices and contrast-to-noise ratio were calculated. Lastly, the quality of the images and the detectability of the lesions were assessed qualitatively.

Results: Densitometric differences between the different types of lesions (avascular and vascularized) and the liver were greater at low energy levels (left side of the spectral curve) than in the polychromatic evaluation. In the subjective assessment, the 40keV energy level had the greatest lesion detectability.

Conclusions: Monochromatic spectral study with dual-energy computed tomography provides better lesion detectability at 40keV compared to that provided by the ordinary polychromatic evaluation.

© 2017 SERAM. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

Las lesiones focales hepáticas constituyen un frecuente hallazgo por técnicas de imagen, favorecido por su uso creciente en pacientes con sintomatología abdominal inespecífica. Su detección y manejo representan un reto diario para el médico radiólogo. La tomografía computada multidetector (TCMD) con contraste intravenoso ha demostrado su utilidad en la detección de lesiones hepáticas^{1,2}. En el campo de las imágenes seccionales, son numerosas las herramientas que se encuentran en desarrollo con el objetivo de aumentar la detectabilidad lesional^{3,4}.

Desde hace algunas décadas, la tomografía computada ofrece la posibilidad de adquirir datos con distintos espectros de rayos x, lo que se conoce como tomografía computada de energía dual o doble energía (TCED). Existen distintas modalidades de TCED^{5,6}. Mediante la técnica de conmutación ultrarrápida del kilovoltaje a través de una fuente única se adquieren de manera simultánea datos de baja y alta energía (80 y 140 kVp). Este tipo de adquisición dual permite la obtención de imágenes policromáticas (IP), similares a las generadas en tomógrafos de energía simple⁷. Por otro lado, posibilita la reconstrucción de imágenes monocromáticas espectrales virtuales (IMEV) en un espectro de energía entre 40 y 140 keV, que se comportan como si la fuente de rayos x produjera fotones en un solo nivel energético⁵. Su potencial utilidad en el estudio abdominal radica en la capacidad de lograr una mejoría en la resolución del contraste, aumentando la capacidad de detectar posibles lesiones⁸⁻¹¹.

Nuestro objetivo fue explorar cualitativamente y cuantitativamente el estudio espectral (IMEV) de las lesiones focales hepáticas, comparándolo con la valoración

policromática (IP) habitual de la tomografía de energía simple.

Método**Población del estudio**

El presente fue un registro prospectivo unicéntrico, en el que se incluyeron pacientes consecutivos remitidos a nuestro centro para la realización de TCMD abdominal con contraste intravenoso, entre agosto y diciembre de 2015. Se excluyeron todos los pacientes con sospecha o confirmación de embarazo, con índice de masa corporal >35 kg/m² y aquellos con contraindicaciones para el uso de contraste yodado, como insuficiencia renal o antecedente de alergia conocida al mismo.

De los 310 pacientes elegibles inicialmente, cuatro fueron excluidos por no acceder a la realización del estudio con contraste intravenoso, siete debido a que los parámetros de adquisición y reconstrucción fueron inadecuados y diferentes a los preestablecidos, y 107 no cumplieron con las normas éticas y legales en cuanto a cesión de información confidencial (*habeas data*). Por lo tanto, fueron enrolados 192 pacientes, de los cuales 142 no presentaron lesiones focales hepáticas, por lo que la inclusión final fue de 50 pacientes.

Los procedimientos se realizaron con la aprobación del Comité de Ética de Investigación Institucional y en cumplimiento con la Declaración de Helsinki de 1964 y sus posteriores adendas. Se obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos los pacientes para la realización del procedimiento y la utilización de la información con fines científicos.

Protocolo de adquisición de las imágenes

Las imágenes se adquirieron mediante un tomógrafo de 64 filas de detectores (Discovery HD 750, GE Healthcare, Milwaukee, USA), con la capacidad de obtener imágenes en simple o doble energía. Se posicionó al paciente en decúbito supino sobre la camilla del tomógrafo y se colocó una vía de acceso periférico antebraquial. Se procedió a la realización del topograma y la fase de adquisición sin contraste de energía simple, desde el domo hepático hasta las crestas ilíacas. A continuación se administró, con bomba de infusión, el contraste intravenoso yodado (iobitridol, Xenetix®, 350 mg I/ml, Guerbet, France) a una velocidad de 3-4 ml/s y con un volumen de 1 ml/kg de peso del paciente. A los 80 segundos se adquirió la fase portal con doble energía, desde el domo hepático hasta la sínfisis pubiana.

La fase sin contraste se adquirió de forma helicoidal, en energía simple, con una potencia de tubo de 120 kV y corriente eléctrica de 110-400 mA (media: 298 mA). La fase portal fue adquirida con 80-140 kV, 360 mA y doble energía. Los CTDIvol medios fueron de 7,1 y 8,9 mGy, respectivamente. En ambas fases el *pitch* fue de 1,38:1, con un campo de visión (FOV, *field of view*) de 50 cm, un espesor de corte de 2,5 mm y un incremento de 1,25 mm.

Procesado y reconstrucción de las imágenes

El procesamiento de los datos obtenidos se realizó en una estación de trabajo equipada con un *software* específico disponible en el mercado (Gemstone Spectral Imaging Viewer, Advantage Workstation 4.6, GE Healthcare, Milwaukee, USA).

Las imágenes inicialmente adquiridas a partir de la fase portal brindan información policromática convencional, correspondiente a 77 keV, lo que es equivalente a la información obtenida con tomógrafos de energía simple a 120 kV. Por ello, dichas imágenes fueron empleadas en representación de una adquisición portal en energía simple, evitando de esta forma una nueva adquisición que implicara un incremento de la dosis de radiación para el paciente^{7,11}.

Se reconstruyeron, asimismo, IMEV a 40, 70 y 140 keV. Se eligieron valores en los límites superior e inferior (40 y 140 keV) del espectro monoenergético, permitiendo el trazado de curvas espectrales de las lesiones hepáticas. También se seleccionó el valor de 70 keV por tratarse del nivel monocromático que ha demostrado un menor ruido y una mayor relación contraste-ruido (RCR) en publicaciones anteriores^{9,12-14}. En todos los casos se aplicó, sobre los datos crudos obtenidos, la reconstrucción iterativa estadística adaptativa (ASIR, *Adaptive Statistical Iterative Reconstruction*) al 40%, ya que se ha observado que esta técnica permite mejorar la calidad de la imagen utilizando una menor dosis de radiación^{15,16}. La reconstrucción iterativa no se encontró disponible para el nivel monoenergético de 40 keV.

Análisis cuantitativo de las imágenes

El análisis de las imágenes se realizó en la misma estación de trabajo donde se procesaron las imágenes, por un médico radiólogo.

De todos los pacientes incluidos, se seleccionaron los estudios que mostraron al menos una lesión hepática focal en alguna de las dos fases. Se consideró lesión focal toda imagen delimitada con niveles de atenuación distintos a los del parénquima hepático circundante, excluyendo las estructuras biliares y vasculares intrahepáticas normales.

En las lesiones hepáticas múltiples con igual comportamiento en las fases sin y con contraste se realizaron las mediciones sobre la lesión de mayor diámetro máximo en el plano axial. Las lesiones hepáticas múltiples con diferente comportamiento en las dos fases de adquisición fueron analizadas por separado, considerando para cada subtipo la de mayor diámetro en el plano axial.

Para todas las lesiones se midió el diámetro máximo en el plano axial y se clasificaron en dos categorías: 1) lesiones avasculares, en su mayoría quistes simples, sin realce tras la administración de contraste intravenoso, y 2) lesiones vascularizadas, con un realce de al menos 15 UH en fase portal a partir de la fase basal sin contraste.

Se efectuaron mediciones de las unidades Hounsfield (UH) de las lesiones focales hepáticas y del parénquima hepático circundante a través del posicionamiento manual de regiones de interés (ROI) circulares o elípticas. Para las lesiones, la ROI trazada correspondía a dos terceras partes del área total de la misma, con una ubicación central. En los cuatro grupos de imágenes evaluadas (IP e IMEV a 40, 70 y 140 keV) la ROI se mantuvo invariable en cuanto a tamaño, forma y posicionamiento. Cada medición se repitió tres veces en un mismo corte, a fin de obtener un promedio.

Se determinaron los índices de doble energía entre 70 y 40 keV, y entre 140 y 40 keV, por medio de la siguiente fórmula: $\text{UHA-UHB/UHA+UHB+2000}$, donde UHA representa la atenuación de la lesión en UH en el menor nivel energético y UHB es la atenuación de la lesión en el mayor nivel energético¹⁷. Por último, se midió RCR de los dos grupos lesionales con la siguiente fórmula: $(\text{UHL-UHH})/\text{DSH}$, donde UHL es la atenuación de la lesión, UHH es la atenuación del parénquima hepático circundante a la misma y DSH es la desviación estándar de las UH del hígado¹⁸.

Para ambas fases de adquisición se calculó la dosis de radiación efectiva (DRE) en milisieverts, multiplicando el producto dosis-longitud por un coeficiente de conversión abdominal k (k_{abd} : 0,015 mSv/mGy-cm), siguiendo el método propuesto por las guías internacionales^{19,20}.

Análisis cualitativo de las imágenes

El análisis cualitativo fue efectuado, de forma independiente y a ciegas, por dos radiólogos con amplia experiencia en tomografía computada abdominal. Se evaluaron de forma comparativa tres grupos de datos: las IP y las IMEV a 40 y 70 keV. Se excluyeron del análisis cualitativo los datos monocromáticos a 140 keV por tratarse de imágenes que, a pesar de su bajo ruido, logran una atenuación tal del contraste yodado que se comportan de manera similar a una adquisición sin contraste virtual²¹.

La evaluación de la calidad de la imagen se realizó mediante una escala tipo Likert de cinco puntos, siendo 5 una excelente calidad de imagen, sin ruido aparente o artefactos, con detección satisfactoria de detalles; 4, buena, leve ruido o artefactos, menor detección de detalles; 3,

regular, con moderados artefactos y ruido, claridad para identificar estructuras anatómicas con pérdida de los detalles; 2, mala, importantes artefactos y ruido que hacen cuestionable un diagnóstico basado en sus posibles hallazgos; y 1, muy mala, imagen no diagnóstica.

Para la valoración de la detectabilidad de las lesiones se empleó una escala tipo Likert de cuatro puntos, siendo 4 excelente; 3, buena; 2, moderada; y 1, pobre.

En todos los casos, la amplitud y el nivel de ventana se optimizaron para cada grupo de imágenes.

Análisis estadístico

Las variables categóricas se expresaron como frecuencias y porcentajes, y las variables continuas como media $\pm$ desviación estándar. Las comparaciones paramétricas entre grupos se realizaron mediante pruebas de Student, ANOVA y Bonferroni para las múltiples comparaciones entre grupos. La reproducibilidad del método en cuanto a la detectabilidad de lesiones se evaluó mediante el coeficiente de correlación intraclase, utilizando el modelo aleatorio de dos vías y la evaluación de la concordancia absoluta de mediciones promedio, y se reportó el intervalo de confianza del 95% (IC95%). El nivel de significación estadística se estableció en $p < 0,05$. Los análisis se realizaron con el software de estadística SPSS, versión 22.0 (Chicago, Illinois, USA).

Resultados

La población de estudio incluyó 50 pacientes y 58 lesiones. La edad promedio fue de $61,1 \pm 13,4$ años, y 21 pacientes (42%) eran hombres. El índice de masa corporal promedio fue de $25 \pm 5,1$ kg/m².

El diámetro máximo medio de las lesiones fue de $19,3 \pm 15,3$ mm. Las lesiones se dividieron en dos subgrupos: avasculares ($n = 20$) y vascularizadas ($n = 38$).

La medición densitométrica en UH de las lesiones, así como del parénquima circundante, se realizó de forma comparativa entre las IP y las IMEV, como se detalla en la [tabla 1](#). Las diferencias de atenuación entre las lesiones focales y el hígado fueron de $86,7 \pm 8,9$ UH y $32,6 \pm 23,0$ UH en la valoración policromática (para lesiones avasculares y vascularizadas, respectivamente), con valores de $209,3 \pm 39,3$ UH y $95,1 \pm 67,8$ UH para las IMEV a 40keV, siendo significativamente mayores para las imágenes a 40 keV ($p < 0,0001$).

En la [figura 1](#) se muestran las curvas espectrales de la fase portal de los promedios de ambos grupos lesionales y del parénquima hepático. Al trazado de la curva se superponen los datos obtenidos en la valoración policromática.

Los índices de doble energía mostraron diferencias significativas en ambos grupos de lesiones, tanto en la comparación 40 vs. 70 keV como en la de 40 vs. 140 keV ($p < 0,0001$ en ambos casos) ([tabla 2](#)).

La DRE media de la fase sin contraste fue de $3,5 \pm 1,8$ mSv, y para la fase portal fue de $6,7 \pm 0,5$ mSv, con una DRE total de $10 \pm 2,4$ mSv.

En tanto a la valoración cualitativa, observamos una buena concordancia entre observadores (coeficiente de correlación intraclase: 0,82; IC95%: 0,74-0,88; $p < 0,0001$). La escala Likert de calidad arrojó los siguientes resultados medios: $4,5 \pm 0,6$ para las IP, $3,8 \pm 0,6$ para las IMEV a 40 keV

Tabla 1 Diferencias pareadas de los promedios de UH entre lesiones avasculares, hipovascuales e hipervascuales y el parénquima hepático adyacente, en fase portal policromática y monocromática espectral virtual a 40, 70 y 140 keV. Se añaden también las respectivas relaciones contraste-ruido

	Avasculares (n = 20)	Vascularizadas (n = 38)
IP		
Lesión	$6,7 \pm 7,2$	$67,0 \pm 32,1$
Parénquima	$93,5 \pm 10,2$	$88,4 \pm 14,3$
p	$< 0,001$	$< 0,0001$
RCR	$7,3 \pm 2,4$	$1,8 \pm 2,6$
IMEV 40 keV		
Lesión	$33,0 \pm 26,9$	$175,2 \pm 94,5$
Parénquima	$242,3 \pm 29,4$	$227,4 \pm 50,3$
p	$< 0,0001$	$< 0,004$
RCR	$6,5 \pm 2,8$	$1,6 \pm 3,0$
IMEV 70 keV		
Lesión	$11,5 \pm 9,3$	$75,7 \pm 35,3$
Parénquima	$105,1 \pm 11,5$	$99,9 \pm 17,4$
p	$< 0,0001$	$< 0,0001$
RCR	$7,8 \pm 3,1$	$2,1 \pm 2,9$
IMEV 140 keV		
Lesión	$-3,1 \pm 9,5$	$36,4 \pm 19,4$
Parénquima	$55,1 \pm 6,4$	$53,6 \pm 8,1$
P	$< 0,0001$	$< 0,0001$
RCR	$6,7 \pm 2,5$	$1,9 \pm 1,9$

IMEV: imágenes monocromáticas espectrales virtuales; IP: imágenes policromáticas; RCR: relación contraste-ruido.

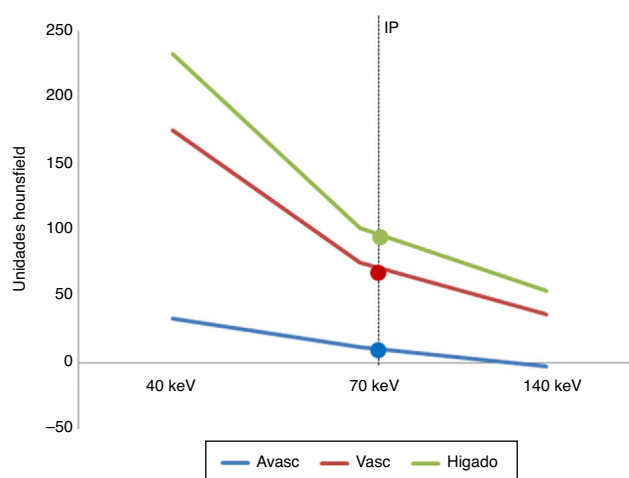


Figura 1 Curvas espectrales que representan el promedio de los valores de atenuación en fase portal de las lesiones analizadas (avasculares y vascularizadas) en comparación con el parénquima hepático. IP: imágenes policromáticas (77 keV) cuyos valores de atenuación media fueron $90,1 \pm 13,2$ UH para el parénquima hepático, $6,7 \pm 7,3$ UH para las lesiones avasculares y $67,0 \pm 32,1$ UH para las lesiones vascularizadas.

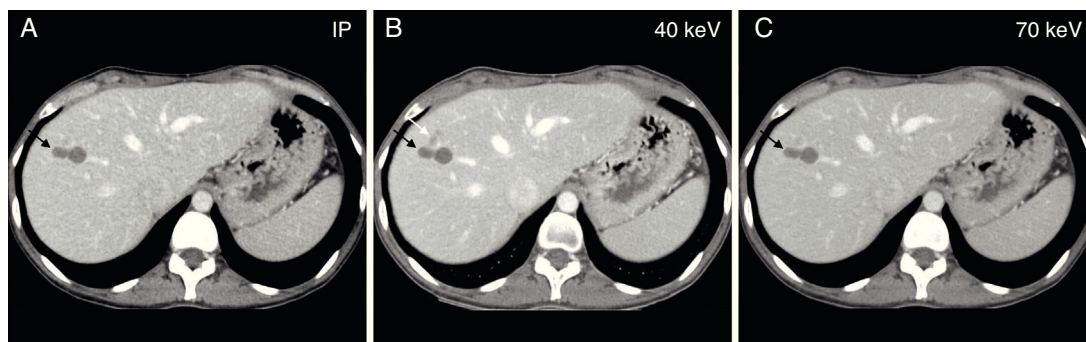


Figura 2 Ejemplo ilustrativo de lesión focal hepática avascular, evaluada en tomografía computada de energía dual durante la fase portal. Se compara su evaluación mediante imágenes espectrales virtuales monocromáticas a 40 keV (A), imágenes policromáticas (B) e imágenes espectrales virtuales monocromáticas a 70 keV (C). En el lóbulo hepático derecho se observan dos pequeños quistes simples adyacentes, visibles en las tres imágenes (flecha negra). Inmediatamente anterior a ellos se reconoce otra lesión más sutil, hipoatenuada, que solo es visible en la imagen monocromática a 40 KeV (flecha blanca en B).

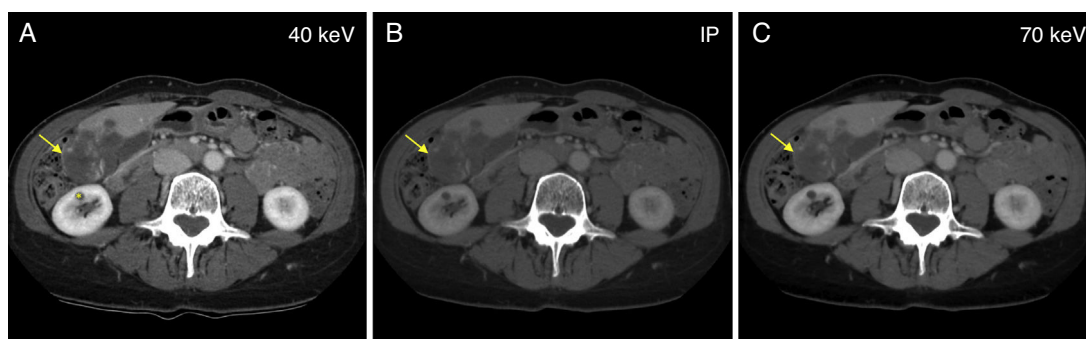


Figura 3 Ejemplo ilustrativo de lesión focal hepática vascularizada evaluada en tomografía computada de energía dual durante la fase portal. Se compara su evaluación mediante imágenes espectrales virtuales monocromáticas a 40k eV (A), imágenes policromáticas (B) e imágenes espectrales virtuales monocromáticas a 70 keV (C). Se identifica una voluminosa lesión en los segmentos hepáticos V y VI, adyacente a la vesícula biliar, que presenta áreas de realce nodular hipervascular, siendo compatible en primer término con un hemangioma hepático gigante (flecha). Se menciona como hallazgo un pequeño quiste simple en la valva anterior del riñón derecho (asterisco). Nótese que las imágenes policromáticas y las monocromáticas a 70 keV presentan una calidad de imagen y una detectabilidad lesional muy similares, mientras que la valoración monocromática a 40 keV muestra una imagen ligeramente más ruidosa, pero con mayor contraste tisular; por ende, las áreas de realce de la lesión en la imagen A resultan más conspicuas.

Tabla 2 Índice de doble energía en fase portal según el tipo de lesiones

	IDE 40-70 keV	IDE 40-140 keV
<i>Tipo de lesión</i>		
Avasculares (n = 20)	0,010 ± 0,01	0,018 ± 0,02
Vascularizadas (n = 38)	0,043 ± 0,02	0,061 ± 0,03
p	< 0,0001	< 0,0001
<i>Parénquima hepático (n = 58)</i>	0,056 ± 0,01	0,078 ± 0,02

IDE: índice de doble energía.

y $4,8 \pm 0,4$ para las IMEV a 70 keV ($p < 0,0001$). Todas las imágenes evaluadas fueron diagnósticas, es decir, con valores en la escala de calidad ≥ 3 . La escala Likert de detectabilidad dio los siguientes resultados: $3,0 \pm 0,7$ para las IP, $3,8 \pm 0,5$ para las IMEV a 40 keV y $3,3 \pm 0,5$ para las IMEV a 70 keV

($p < 0,0001$), siendo la detectabilidad lesional a 40 keV significativamente mayor que en los otros dos grupos analizados ($p < 0,0001$) (figs. 2–3).

Discusión

El principal hallazgo de nuestro estudio fue que la utilización de imágenes monocromáticas a bajos niveles energéticos (40 keV) resultó en mayores diferencias densitométricas entre las lesiones hepáticas y el parénquima circundante, tanto en comparación con la valoración policromática como con la evaluación monocromática a niveles energéticos medios y altos (70 y 140 keV).

La mayor detectabilidad lesional lograda con la valoración espectral monocromática podría permitir el estudio abdominal por tomografía computada con menores dosis de contraste yodado intravenoso, lo que sería especialmente útil en el caso de pacientes monorrenos o con aclaramiento de creatinina disminuido²². Sin embargo, nuestros hallazgos en este sentido solo son generadores de hipótesis al no haberse estudiado la detectabilidad de lesiones a bajas dosis

de contraste, aunque numerosas publicaciones demuestran excelentes resultados diagnósticos con dosis de contraste reducida para la evaluación de estructuras vasculares²³⁻²⁵.

En relación a la calidad de la imagen, la RCR fue significativamente mayor a 70 keV que a 40 keV e incluso comparada con las IP, tanto en las lesiones avasculares como en las vascularizadas. Lo mismo ocurrió en la valoración cualitativa.

Nuestros resultados son congruentes con otros trabajos¹²⁻¹⁴ que establecen que el nivel energético ideal para el estudio del abdomen en general, así como de los hepatocarcinomas y las metástasis hipovasculares en particular, es 70 keV. Sin embargo, destaca que, como se mencionó previamente, la mayor detectabilidad de las lesiones se observó a bajos niveles energéticos (40 keV). Este incremento del contraste tisular se logra a expensas de un aumento del ruido de la imagen, que actualmente es posible reducir con la aplicación de la ASIR (nuestro equipo posee un *software* que permite su empleo solo para niveles >60 keV).

Por otro lado, el cálculo del índice de doble energía, al exhibir diferencias significativas entre las lesiones avasculares y vascularizadas, podría ser de utilidad en su distinción. Una mejor diferenciación entre las lesiones sin realce (de naturaleza quística) y aquellas con realce tras la administración de contraste podría ser sumamente valiosa en las lesiones focales menores de 1 cm, muchas veces informadas como inespecíficas en su estudio con energía simple y capaces de generar ansiedad en el paciente pese a su escaso tamaño. Por ejemplo, un paciente oncológico podría contar con el diagnóstico de lesión quística con la simple adquisición de una fase portal con la técnica de doble energía, sin necesidad de realizar la fase basal, con la consiguiente reducción de la dosis de radiación recibida.

Otra de las modalidades de TCED con capacidad de obtener IMEV es la de doble fuente de rayos x, por medio de la cual Wang et al²⁶ describieron también las curvas espectrales de distintas lesiones hepáticas (quistes, hemangiomas, metástasis y hepatocarcinomas). En esta tecnología de doble tubo, uno de ellos opera a 80 kV y el otro a 140 kV. Esta modalidad presenta algunas desventajas, como por ejemplo la restricción en el tamaño del FOV del segundo tubo, siendo de 26 cm en los equipos de primera generación y de 33 cm en los tomógrafos de segunda generación, con un solo tubo operando a 50 cm. La adquisición de la TCED con conmutación ultrarrápida del kilovoltaje que se utilizó en nuestro estudio no se vio confinada en el FOV (50 cm)^{9,11,27}.

En cuanto a las dosis de radiación, la DRE de la fase portal fue casi el doble de la DRE de la fase sin contraste, lo cual responde principalmente a que la primera presenta una mayor longitud de adquisición, como ya se detalló previamente, y en menor medida a una dosis de radiación (CTDIvol) ligeramente mayor.

El presente estudio presenta una serie de limitaciones. En primer lugar, no se realizó una comparación con un método de referencia, como la resonancia magnética, las técnicas de intervencionismo o la anatomía patológica, con capacidad global probada para la caracterización de lesiones hepáticas, lo cual permitiría además discriminar la etiología de las lesiones, con un valor clínico agregado. Por otro lado, por tratarse de una muestra relativamente pequeña de pacientes puede verse sujeta a sesgo de selección. Tampoco se incluyó el análisis de la fase arterial, que podría

ser especialmente útil para detectar lesiones hipervasculares, como han demostrado otros estudios^{28,29}. Finalmente, reconocemos que el uso de un retraso fijo de 80 segundos en la adquisición del examen, si bien validado como retraso estándar por las guías, podría producir variaciones en las densidades medidas, y probablemente hubiera sido más adecuado utilizar una técnica de *bolus tracking* para eliminar la variabilidad por el estado hemodinámico del paciente. Sería de interés, para futuros trabajos, incluir un mayor número de lesiones, analizar su conducta según el tamaño y valorar otras herramientas que ofrece la TCED, como los mapas de descomposición de materiales (yodo y agua).

En conclusión, en este estudio se comprueba una mayor detectabilidad de lesiones hepáticas mediante imágenes monocromáticas virtuales a bajos niveles energéticos, en comparación con la evaluación policromática convencional.

Responsabilidades éticas

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

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

Financiación

El presente trabajo no contó con el apoyo financiero ni técnico de ningún patrocinador.

Autorías

1. Responsables de la integridad del estudio: KNL y PMC.
2. Concepción del estudio: JV y KNL.
3. Diseño del estudio: ER y KNL.
4. Obtención de los datos: CC, ES y KNL.
5. Análisis e interpretación de los datos: JBC, KNL y PMC.
6. Tratamiento estadístico: KNL.
7. Búsqueda bibliográfica: JBC, KNL y PMC.
8. Redacción del trabajo: ER, KNL y PMC.
9. Revisión crítica del manuscrito con aportaciones intelectualmente relevantes: CC, ER, ES, JBC, JV, KNL y PMC.
10. Aprobación de la versión final: CC, ER, ES, JBC, JV, KNL y PMC.

Conflictos de intereses

Declaramos que la Dra. Patricia Carrascosa es consultora de GE. No existe conflicto de interés para ninguno de otros autores.

Bibliografía

- Marin D, Furlan A, Federle MP, Midiri M, Brancatelli G. Imaging approach for evaluation of focal liver lesions. *Clin Gastroenterol Hepatol*. 2009;7:624–34.
- Gore RM, Thakrar KH, Wenzke DR, Newmark GM, Mehta UK, Berlin JW. That liver lesion on MDCT in the oncology patient: is it important? *Cancer Imaging*. 2012;12:373–84.
- Szurowska E, Nowicki T, Izycka-Swieszewska E, Wypych J, Drobinska-Jurowiecka A, Markiet K, et al. Is hepatotropic contrast enhanced MR a more effective method in differential diagnosis of hemangioma than multiphase CT and unenhanced MR? *BMC Gastroenterol*. 2011;19:11–43.
- Inan N, Kilinc F, Sarisoy T, Gumustas S, Akansel G, Demirci A. Diffusion weighted MR imaging in the differential diagnosis of haemangiomas and metastases of the liver. *Radiol Oncol*. 2010;44:24–9.
- Delgado Sánchez-Gracián C, Martínez Rodríguez C, Trinidad López C. La tomografía computada de doble energía: ¿para qué la quiero? *Radiología*. 2013;55:346–52.
- McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*. 2015;276:637–53.
- Pessis E, Campagna R, Sverzut JM, Bach F, Rodallec M, Guerini H, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: reduction of metal artifacts at CT. *Radiographics*. 2013;33:573–83.
- Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *Radiographics*. 2011;31:1031–46.
- Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology*. 2014;271:327–42.
- Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, et al. Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? *Radiographics*. 2010;30:1037–55.
- Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, Hahn PF, Guimaraes AR, Sahani DV. Oncologic applications of dual-energy CT in the abdomen. *Radiographics*. 2014;34:589–612.
- Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, Abe T, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging for the evaluation of hypovascular hepatic metastases: the optimal monochromatic level with fast kilovoltage switching dual-energy computed tomography. *Invest Radiol*. 2012;47:292–8.
- Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, Ueno A, Yamada M, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology*. 2011;259:257–62.
- Lv P, Lin XZ, Chen K, Gao J. Spectral CT in patients with small HCC: investigation of image quality and diagnostic accuracy. *Eur Radiol*. 2012;22:2117–24.
- Nakamoto A, Kim T, Hori M, Onishi H, Tsuboyama T, Sakane M, et al. Clinical evaluation of image quality and radiation dose reduction in upper abdominal computed tomography using model-based iterative reconstruction; comparison with filtered back projection and adaptive statistical iterative reconstruction. *Eur J Radiol*. 2015;84:1715–23.
- Zhu Z, Zhao XM, Zhao YF, Wang XY, Zhou CW. Feasibility study of using gemstone spectral imaging (GSI) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) for reducing radiation and iodine contrast dose in abdominal CT patients with high BMI values. *PloS One*. 2015;10:e0129201.
- Cai W, Kim SH, Lee JG, Yoshida H. Informatics in radiology: dual-energy electronic cleansing for fecal-tagging CT colonography. *Radiographics*. 2013;33:891–912.
- Leng S, Yu L, Fletcher JG, McCollough CH. Maximizing iodine contrast-to-noise ratios in abdominal CT imaging through use of energy domain noise reduction and virtual monoenergetic dual-energy CT. *Radiology*. 2015;276:562–70.
- Menzel HSH, Teunen D, Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M, et al. European guidelines on quality criteria for computed tomography. *EUR 16262*. Luxembourg: European Commission; 4. p. 735–8.
- Andisco D, Blanco S, Buzzi AE. Actualización en radiología. Dosimetría en tomografía computada. *Rev Argent Radiol*. 2014;78:156–60.
- Glazer DI, Maturen KE, Kaza RK, Francis IR, Keshavarszi NR, Parker RA, et al. Adrenal incidentaloma triage with single-source (fast-kilovoltage switch) dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203:329–35.
- Chung YE, You JS, Lee HJ, Lim JS, Lee HS, Baek SE, et al. Possible contrast media reduction with low keV monoenergetic images in the detection of focal liver lesions: a dual-energy CT animal study. *PloS One*. 2015;10:e0133170.
- Nijhof WH, Baltussen EJ, Kant IM, Jager GJ, Slump CH, Rutten MJ. Low-dose CT angiography of the abdominal aorta and reduced contrast medium volume: assessment of image quality and radiation dose. *Clin Radiol*. 2016;71:64–73.
- Carrascosa P, Leipsic JA, Capunay C, Deviggiano A, Vallejos J, Goldsmit A, et al. Monochromatic image reconstruction by dual energy imaging allows half iodine load computed tomography coronary angiography. *Eur J Radiol*. 2015;84:1915–20.
- Carrascosa P, Capunay C, Rodríguez-Granillo GA, Deviggiano A, Vallejos J, Leipsic JA. Substantial iodine volume load reduction in CT angiography with dual-energy imaging: insights from a pilot randomized study. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2014;30:1613–20.
- Wang Q, Shi G, Qi X, Fan X, Wang L. Quantitative analysis of the dual-energy CT virtual spectral curve for focal liver lesions characterization. *Eur J Radiol*. 2014;83:1759–64.
- Megibow AJ, Sahani D. Best practice: implementation and use of abdominal dual-energy CT in routine patient care. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199:71–7.
- Shuman WP, Green DE, Busey JM, Mitsumori LM, Choi E, Koprowicz KM, et al. Dual-energy liver CT: effect of monochromatic imaging on lesion detection, conspicuity, and contrast-to-noise ratio of hypervascular lesions on late arterial phase. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203:601–6.
- Marin D, Nelson RC, Samei E, Paulson EK, Ho LM, Boll DT, et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection – initial clinical experience. *Radiology*. 2009;251:771–9.