Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

Evaluación de la calidad de imagen y de la dosis en exámenes de TC helicoidal de tórax en pacientes con carcinoma de pulmón. Resultados preliminares

Luz María Morán-Blanco[1] • Ricardo Rodríguez-González[2,3] • Alfonso Calzado-Cantera[2] • Ángel Arenas de Pablo[2,4] • Montserrat Baeza-Trujillo[2] • Alfredo Cuevas-Ibáñez[5] • Begoña García-Castaño[6] • Nieves Gómez-León[7] • Agustín Turrero-Nogués[8] • Pilar Morán-Penco[2]

[1]Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital de El Escorial. [2]Departamento de Radiología y M.F. Universidad Complutense de Madrid. [3]Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Clínico San Carlos. [4]Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Doce de Octubre. [5]Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital del Aire. [6]Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital de Móstoles. [7]Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital La Paz. [8]Departamento de Estadística e I.O. Universidad Complutense de Madrid.
**Dirección actual: Servicio de Física Médica. Hospital Virgen del Rocío. Sevilla.*

Hemos aplicado los criterios de calidad de TC definidos en la Guía Europea a una muestra de exámenes de TC de tórax —para la indicación de carcinoma de pulmón— de cinco centros de la Comunidad de Madrid que disponen de equipos de TC helicoidal.

Los exámenes seleccionados han sido evaluados independientemente por cinco radiólogos para determinar el grado de cumplimiento de los criterios de calidad de imagen definidos en la Guía para Exámenes de Tórax General. Las medidas dosimétricas efectuadas en paralelo han servido para estimar los valores del índice de dosis de TC (CTDIw), del producto dosis-longitud (DLP) y de la dosis efectiva para cada paciente.

Los resultados muestran un alto cumplimiento global de los criterios de calidad (96%) con promedios por centro entre el 94% (en dos centros) y el 98% (en tres centros). Hay 10 de 16 criterios que se cumplen en todos los exámenes de la muestra; los que no se cumplen sistemáticamente son: dos de visualización (1,1 y 1,4), con 92-96% de cumplimiento, y cuatro de reproducción crítica (2,6; 2,8; 2,9 y 2,10), con porcentajes de cumplimiento entre el 91% y el 96%. Los valores medios por centro del CTDIw están en el intervalo 12,9-19,1 mGy; los del DLP entre 263 y 577 mGy·cm y los de la dosis efectiva entre 4,2 y 9,2 mSv. La correlación DLP-calidad de imagen en los centros con mayor calidad de imagen ha sido nula en dos de ellos y moderada di-

Evaluation of image quality and dose in thoracic spiral CT examinations in patients with pulmonary carcinoma. Preliminary results

We have applied criteria for CT quality defined in the European Guidelines to a sample of thoracic CT examinations —for the indication of pulmonary carcinoma— of 5 institutions of the Community of Madrid that have spiral CT equipment.

The selected examinations have been evaluated independently by five radiologists to determine the degree of adherence to the quality criteria for image defined in the Guideliness for examinations of general thorax. Dosimetric measurements carried out in parallel have served to estimate the values of CT ($CTDI_w$) dose indices, dose-length product (DLP) and effective dose for every patient.

The results show a high global adherence to the quality criteria (96%), with averages per institution being between 94% (in two institutions) and 98% (in three institutions). There are 10 of 16 criteria that are adhered to in all examinations of the sample; those which are not adhered to systematically are: two of visualization (1.1 and 1.4), with 92-96% fulfillment, and four of critical reproduction (2.6; 2.8; 2.9 and 2.10), with percentages of adherence between 91% and 96%. The average $CTDI_w$ values per institution are in the interval 12.9-19.1 mGy; those of DLP between 263 and 577 mGy cm and those of effective dose between 4.2 and 9.2 mSv. The DLP-image quality correlation in institutions with the best image quality was null in two of them and direct and moderate in the third. In both institutions with the poorest image

Este trabajo está subvencionado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias (proyecto investigación 01/0905).

Morán-Blanco LM, Rodríguez-González R, Calzado-Cantera A, et al. Evaluación de la calidad de imagen y de la dosis en exámenes de TC helicoidal de tórax en pacientes con carcinoma de pulmón. Resultados preliminares. Radiología 2002;44(6):229-236.

Correspondencia:

LUZ M.ª MORÁN-BLANCO. Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital de El Escorial. Ctra. Guadarrama-San Lorenzo de El Escorial, km. 6,2. 28200 San Lorenzo de El Escorial

Recibido: 18-III-2002.
Aceptado: 19-VII-2002.

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

recta en el tercero. En los dos centros con menor calidad de imagen la correlación ha sido moderada inversa en uno y débil directa en otro.

Se analizan las causas de estos resultados y las posibles vías de optimización de la calidad en relación con las dosis y los parámetros utilizados.

Palabras clave: TC. Dosis de radiación. Calidad de imagen. Criterios de calidad.

quality, the correlation was inverse and moderate in one and direct and weak in the other.

Reasons for these results are analyzed, as well as possible ways of optimizing quality in relation to dose and parameters used.

Key words: CT. Radiation dose. Image quality. Quality criteria.

Desde su inclusión en el diagnóstico clínico en 1972, el número de estudios con tomografía computarizada (TC) ha aumentado de modo sostenido y, aunque la proporción de dichos exámenes sobre el total de los de radiodiagnóstico no excede del 7%, se estima que la contribución de la TC a la dosis colectiva de radiación en los países desarrollados representa el 41% del total del radiodiagnóstico[1].

En la TC, las dosis de radiación impartidas presentan el riesgo de inducir efectos estocásticos con las consiguientes anomalías genéticas y carcinógenas, ya que en general no alcanzan los valores umbrales para la inducción de efectos deterministas. Para los exámenes de TC con una diferencia de potencial fija, la dosis de radiación impartida al paciente es directamente proporcional a la carga del tubo en el examen. Si el valor de mA.s es demasiado alto, a diferencia de lo que sucede en la radiología convencional clásica en que se ve la placa sobreexpuesta, en la radiología digital y en la TC en particular el efecto en la imagen es inapreciable por lo que sólo se produce una «sobreexposición» del paciente. La dosis de radiación recibida por el paciente en una prueba diagnóstica deberá ser siempre tan baja como sea razonablemente posible sin menoscabo del valor diagnóstico de la misma; así lo recomienda la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)[2] y se recoge tanto en la legislación europea[3] como en la española[4].

Con esta premisa como máxima preocupación y con el objetivo de facilitar la optimización de las técnicas empleadas en relación con la calidad de la imagen y la dosis impartida, la Comisión Europea (CE) publicó una Guía de Criterios de Calidad en TC[5]. Hay varios trabajos que han evaluado la Guía en Equipos de TC Convencionales, algunos más centrados en la optimización de las dosis[6,7] y otros que tratan de correlacionar la dosis y la calidad de imagen[8-10]. La utilización creciente de equipos de TC helicoidales (TCH) con una o más bandejas de detectores, y con capacidad de realizar estudios de forma cada vez más rápida, hace suponer que el uso de esta técnica seguirá aumentando en los próximos años con el consiguiente incremento de la dosis colectiva de radiodiagnóstico y de la repercusión de la TC en la misma.

Presentamos aquí los resultados preliminares de la evaluación en exámenes de tórax general en la indicación de carcinoma de pulmón de acuerdo con los criterios de imagen y de dosis propuestos en la Guía Europea. Este trabajo es parte de otro más amplio que tiene el objetivo de evaluar la calidad de la imagen y las dosis de radiación de los exámenes de TC helicoidal en cinco indicaciones clínicas frecuentes en nuestro medio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Hemos realizado nuestro estudio en cinco centros de distinto tamaño de la Comunidad de Madrid dotados con equipos de TC helicoidal de diferentes marcas y modelos (tabla 1). Una encuesta previa en los centros sobre las indicaciones y los protocolos estándar de examen nos permitió seleccionar la indicación de carcinoma de pulmón como una de las cinco más frecuentes entre los estudios con TC, a la vez que nos proporcionó información sobre los parámetros técnicos estándar usados en este tipo de examen.

En cada centro se seleccionaron veinte exámenes consecutivos para dicha indicación realizados en pacientes adultos de tamaño medio (talla: 160-180 cm; peso: 60-80 kg). Aunque la mayoría de los exámenes además del tórax incluían el abdomen superior, hemos tomado sólo las imágenes del tórax (de vértices a bases pulmonares) tal y como viene referido en la Guía Europea en el apartado del examen de tórax general, que es el que se quiere evaluar.

Los exámenes se grabaron en placa con ventanas de visualización para mediastino y para parénquima pulmonar. Para la evaluación de la calidad de la imagen se analizaron los criterios de imagen referidos en la Guía Europea (tabla 2). Dichos criterios pueden ser: a) de visualización —que se cumplen si los órganos o estructuras anatómicas indicados están incluidos dentro del volumen de examen— y b) de reproducción crítica, que se verifican cuando los detalles de las estructuras anatómicas se ven claramente definidos. El análisis se llevó a cabo de forma independiente por cinco radiólogos, cada uno de ellos con más de 10 años de experiencia en TC. Previamente se realizó una evaluación conjunta con cinco exámenes de referencia para acordar la forma en que se iban a analizar los criterios anatómicos de los exámenes y aunar criterios de valoración.

A cada criterio se le asignó un «Sí», «No» o No aplicable («N/A») según el radiólogo considerase que un criterio se cumplía, no se cumplía, o no podía ser evaluado por causa de patología que impidiera su valoración o por ausencia por cirugía. En el caso de pacientes sin y con contraste, para la evaluación de los criterios de calidad se consideraron las dos secuencias por separado, aunque se asignó como valoración final para cada criterio

TABLA 1

MARCAS, MODELOS Y AÑO DE INSTALACIÓN DE LOS EQUIPOS USADOS EN EL ESTUDIO

Centro	*Equipo (marca y modelo)*	*Fecha de instalación*
1	Philips Tomoscan AV	1999
2	Philips Tomoscan SR 7000	1996
3	General Electric Hi-Speed LX/i	1999
4	Toshiba Xpress GX	1998
5	Siemens Somaton Plus	1998

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

TABLA 2

LISTA DE CRITERIOS DE IMAGEN Y VALORES DE REFERENCIA DE DOSIS DE RADIACIÓN PARA LA TC DE TÓRAX GENERAL[5]

Visualización de:
La pared torácica completa
Toda la aorta torácica y la vena cava
El corazón completo
El parénquima pulmonar completo
Los vasos después del contraste intravenoso

Reproducción crítica (visualmente nítida) de:
La aorta torácica
Las estructuras del mediastino anterior, incluidos los restos tímicos si están presentes
La tráquea y los bronquios principales
El tejido paratraqueal
La carina y su área de ganglios linfáticos
El esófago
El borde pleuromediastínico
Los vasos pulmonares grandes y medianos
Los bronquios segmentarios
El parénquima pulmonar
El borde entre la pleura y la pared torácica

Criterios de dosis de radiación para el paciente en el examen de tórax general

CTDlw:	30 mGy
DLP:	650 mGy·cm

la mejor de ambas secuencias. Una vez completado el proceso de evaluación hemos cuantificado las respuestas del siguiente modo: al «Sí» se le adjudicó un valor de uno, al «No» el valor de cero y los N/A no se contabilizaron. Para cada examen, hemos definido la variable *cumplimiento de cada criterio* como el promedio de las respuestas contabilizadas dando igual peso a todos los observadores. También hemos definido una *puntuación global de calidad de imagen* de cada examen, como el valor promedio de cumplimiento de todos los criterios con igual peso para cada uno de ellos. Con los valores de ambas variables —cumplimiento individual de cada criterio y calidad de imagen— para cada examen, hemos obtenido los valores promedio por centros y los hemos expresado como porcentaje.

En las mismas fechas en las que se recogieron los exámenes se realizaron medidas en los diferentes equipos para obtener los valores de las magnitudes dosimétricas específicas de TC[5]. Las medidas se realizaron en aire y en las cavidades preparadas al efecto de un maniquí cilíndrico normalizado que simula el cuerpo[11] con una cámara de ionización tipo «lápiz» (longitud activa 100 mm, modelo 6000-100, Victoreen Cleveland, OH, EE.UU.) y un electrómetro (modelo 4000M+, Victoreen). Con las medidas, corregidas por presión y temperatura, y efectuadas reproduciendo los parámetros del protocolo aportados en las encuestas, se obtuvieron los valores del índice de dosis en aire en el isocentro ($CTDI_{aire}$) y del $CTDI_{100}$, en el centro ($CTDI_{100,c}$) y en la periferia ($CTDI_{100,p}$) del maniquí, todos ellos expresados como dosis-aire. El índice de dosis ponderado ($CTDI_w$) lo hemos obtenido como la media ponderada de los valores en el centro y la periferia del maniquí ($1/3\ CTDI_{100,c} + 2/3\ CTDI_{100,p}$) todos ellos expresados en mGy. Con los resultados de este índice hemos calculado el valor normalizado del índice de dosis dividiendo entre la carga del tubo en cada caso, ${}_nCTDI_{w,i} = CTDI_{w,i}$ /mA·s.

Para cada paciente de la muestra hemos obtenido el producto dosis por longitud (DLP) y la dosis efectiva. El DLP se ha obtenido combinando los valores del $CTDI_w$ y las características del examen concreto en cada caso, según la expresión:

$$DLP = \sum_j CTDI_{w,i} \cdot T_i \cdot N_j \qquad (1)$$

El subíndice -i denota las secuencias en las que cambia alguno de los parámetros; el $CTDI_{w,i}$ es el índice de dosis ponderado; T_i es la colimación del haz; N_i es el número de vueltas del tubo en adquisición helicoidal. El valor del índice de dosis ponderado en cada secuencia se calcula como el producto del valor normalizado por la intensidad de tubo (mA) y por el tiempo que emplea el tubo en dar una rotación completa (t_r). El número de vueltas se ha deducido, bien como cociente entre la extensión examinada del paciente (V), la colimación nominal del haz (T), y el *pitch* (p). ($N_i = V_i/(p_i \cdot T_i)$); o bien dividiendo el tiempo total de adquisición, t_a, entre el tiempo de una rotación completa t_r ($Ni = t_a/t_r$), según la información disponible en los equipos, que es variable.

Reemplazando en la expresión (1) el número de vueltas por su relación con la extensión, el *pitch* y la colimación para cada secuencia se obtiene:

$$DLP = \sum_j CTDI_{w,i} \frac{V_j}{p_j} \qquad (2)$$

El DLP para cada secuencia es por lo tanto proporcional al índice de dosis ponderado y a la extensión examinada, e inversamente proporcional al valor de *pitch*. Cuando en un examen se realizan dos secuencias con igual extensión anatómica, e idénticos valores de $CTDI_w$ y de *pitch*, el valor del DLP del examen, como es obvio, es el doble del correspondiente a cada secuencia. Hemos analizado los valores por centros del DLP y los hemos correlacionado con los resultados de calidad de imagen.

Para la estimación de las dosis en órganos de los pacientes se utilizaron los valores de los parámetros técnicos, los valores del $CTDI_{aire}$ del equipo expresados en términos de dosis-músculo, y los coeficientes de conversión de Monte Carlo de Jones y Shrimpton[12] (específicos del equipo o, en su defecto, los recomendados por el ImPaCT[13]). Con estos valores de dosis en órganos se estimó la dosis efectiva (*E*) de cada paciente, utilizando los factores de ponderación para cada órgano propuestos por la ICRP[14].

Para establecer diferencias significativas entre centros hemos utilizado las siguientes técnicas estadísticas: el ANOVA paramétrico con análisis *post-hoc* de Tukey, para las variables numéricas relacionadas con la dosis y con la puntuación global de calidad de imagen; la prueba de Kruskal-Wallis para los análisis no paramétricos de la variable cumplimiento de cada criterio de imagen. Fijado cada centro, la correlación dosis-calidad de imagen se ha establecido mediante el coeficiente de correlación adecuado (Pearson, Spearman, Kendall). El análisis estadístico se ha realizado con el paquete estadístico para PC, Systat versión 7.0.

RESULTADOS

Protocolos

De la información recogida en la muestra se desprende que en todos los casos se realizó adquisición helicoidal, sin angulación

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

del *gantry*, y con una secuencia única con contraste intravenoso (i.v.), excepto ocho exámenes con una única secuencia sin contraste i.v. y otros seis con dos secuencias, sin y con contraste.

En la tabla 3 se recogen los valores típicos de los parámetros técnicos empleados en cada centro para realizar los exámenes de la muestra. La diferencia de potencial aplicada fue 120 kV en todos los casos excepto en 10 de un centro, en los que se usaron 140 kV. Con respecto a la intensidad de corriente de tubo (I), en el centro 3 se dispone de un sistema de modulación de intensidad de haz, de ahí el intervalo tan amplio (130-300 mA) indicado en la tabla. Los tiempos de rotación del tubo están comprendidos entre 0,75 y 1 segundo. Hay tres centros que usan un valor fijo del *pitch*: 1,5 en dos de ellos y 1 en el otro. En los dos restantes se toma alternativamente 1 o 1,5 en diferentes secuencias o en diferentes pacientes.

Criterios de imagen

La mayoría de los criterios (10 de 16), se cumplen prácticamente al 100% en todos los centros; los criterios con diferencias estadísticamente significativas en cuanto a los promedios de cumplimiento en cada centro están reflejados en la tabla 4.

El criterio 1.1, «visualización de la pared torácica completa», tiene un promedio general de cumplimiento del 93% (89-100%) con diferencias estadísticamente significativas para todos los centros ($p < 0,034$). El criterio 1.4, «visualización del parénquima pulmonar completo», tiene un cumplimiento medio del 92% (87-96%) con dos grupos entre los cuales existen diferencias significativas ($p < 0,003$): uno con mayor cumplimiento, formado por 1, 2 y 3, y otro con el resto. El criterio 2.6, «reproducción crítica del esófago», tiene un promedio general del 92% (86-97%) y diferencias significativas ($p < 0,005$) entre el centro 4 y el resto. El criterio 2.8, «reproducción crítica de los vasos pulmonares grandes y medianos», tiene un promedio general de cumplimiento del 96% (90-100%) y presenta diferencias significativas ($p < 0,048$) entre los centros 1 y 2 (cumplimiento del 100%) y el resto. Los criterios 2,9, «reproducción crítica de los bronquios segmentarios», y 2,10, «reproducción crítica del parénquima pulmonar», tienen unos promedios de cumplimiento del 91% (80-100%) y del 93% (80-100%) respectivamente. Para el criterio 2.9, las diferencias de la tabla son significativas ($p < 0,0005$) entre dos grupos: uno con los centros 1 y 3, y otro con el resto. Para el criterio 2.10 las diferencias son significativas entre los centros de máximo (1-3) y de mínimo cumplimiento (4 y 5).

Los porcentajes de calidad de imagen por centro varían entre el 93,9% y el 98,4% (tabla 5); hay dos grupos: uno con valores medios de calidad de imagen en torno al 94% y otro con valores medios próximos al 98%; las diferencias entre ambos son estadísticamente significativas ($p < 0,0005$).

Dosis de radiación al paciente

La tabla 5 recoge también los valores medios por centros de las distintas magnitudes de dosis calculadas.

Los valores medios del $CTDI_w$ de los equipos están comprendidos entre 12,9 y 19,1 mGy; para exámenes individuales los valores varían entre 10,1 y 24,1 mGy. Los valores medios por centros del DLP están entre 263 y 577 mGy·cm y los valores extremos para los exámenes individuales entre 206 y 770 mGy·cm. En el centro 2, en el que se da el mayor valor medio del DLP hay sin embargo menos dispersión (valores extremos 421-765 mGy·cm) que en el centro 5 (media de 471 mGy·cm y valores extremos de 280 y 770 mGy·cm).

Los valores medios por centros de la dosis efectiva (E) están comprendidos entre 4,2 y 9,2 mSv y los valores extremos para exámenes individuales entre 3,2 y 15,2 mSv. Los mayores valores medios de dosis en órganos se dan en los pulmones (12-26 mSv), en el timo (13-30 mSv) y en el tiroides (12-25 mSv). El

TABLA 3

PARÁMETROS TÉCNICOS DE OPERACIÓN DE CADA CENTRO EN LOS EXÁMENES DE TCH EN EL CARCINOMA DE PULMÓN

Centro	*1*	*2*	*3*	*4*	*5*
Tensión (KVp)	120	120	120	120	120-140
I (mA)	150	225	130-300*	200	170-240
t (s)	1	1	0,8	1	0,75-1
Colimación (mm)	7	10	7-10	10	5, 8
Pitch	1,4	1	1,5-1	1,5	1,5-1
Extensión media (cm)	30	30	33	30	36

*Se dispone de sistema de modulación de intensidad

TABLA 4

PORCENTAJES PROMEDIO DE CUMPLIMIENTO DE LOS CRITERIOS DE VISUALIZACIÓN Y REPRODUCCIÓN CRÍTICA POR CENTROS. LOS CRITERIOS NO INDICADOS SE CUMPLEN EN TODOS LOS CASOS

	Criterios					
Centro	*1.1*	*1.4*	*2.6*	*2.8*	*2.9*	*2.10*
1	91	96	97	100	100	100
2	89	96	92	100	88	99
3	100	95	92	94	100	100
4	92	87	86	97	90	86
5	94	87	93	90	80	80
Promedio (%)	93	92	92	96	91	93

TABLA 5

VALORES MEDIOS POR CENTROS DE LA CALIDAD DE IMAGEN, DEL CTDIw, DEL DLP Y DE LA DOSIS EFECTIVA. EN LA ÚLTIMA FILA ESTÁN LOS VALORES POR CENTROS DEL COEFICIENTE DE CORRELACIÓN ENTRE EL DLP Y LA CALIDAD DE IMAGEN

Centro	*1*	*2*	*3*	*4*	*5*
Calidad de imagen (%)	98,3	97,5	98,4	93,9	94,5
CTDIw (mGy)	12,9	19,1	15,9	18,8	17,0
DLP (mGy·cm)	263	577	357	378	471
E (mSv)	4,2	9,2	5,7	6,2	7,5
Coeficiente de correlación	0,02	0,46	–0,09	–0,54	0,25

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

mínimo valor estimado para la dosis en el tiroides en pacientes individuales es 2 mSv y el máximo 44 mSv.

Correlación dosis de radiación-calidad de imagen

Al comparar los porcentajes de calidad de imagen con los valores de DLP por centros se obtuvieron unos coeficientes de correlación que se muestran en la tabla 5. Hay dos centros que presentan una correlación prácticamente nula; otro con correlación débil entre ambas variables; los dos restantes presentan correlación moderada, directa e inversa, respectivamente.

DISCUSIÓN

Protocolos

Los valores típicos de los parámetros técnicos empleados para realizar los exámenes de la muestra se ajustan bastante al protocolo estándar descrito por cada centro en la encuesta previa, salvo en los centros 3 y 5, en los que —tal como se desprende de la observación de la tabla 3— hay cierta variabilidad entre pacientes. La causa de esa dispersión estriba, en un caso, en la capacidad de utilizar un sistema de modulación de intensidad y, en el otro caso, en la falta aparente de un protocolo en la práctica real. Si bien es importante disponer de un protocolo estándar como referencia para trabajar habitualmente, no lo es menos tratar de establecer los parámetros más apropiados para obtener una calidad suficiente a la menor dosis posible. Hay factores con influencia en la calidad de los exámenes y en las dosis que dependen del diseño de un equipo, por lo que los protocolos no son fácilmente intercambiables entre diferentes marcas o modelos de escáner. Parece necesario individualizar en cada equipo los parámetros más adecuados para disponer de un protocolo de referencia y a partir de éste deben buscarse vías de optimización para obtener los mejores resultados para cada indicación y para pacientes de características morfológicas similares.

Criterios de imagen

Los porcentajes de cumplimiento de los criterios son en promedio muy elevados, por lo que la calidad de imagen es suficiente en todos los centros del estudio. Además, 10 de los 16 criterios de calidad evaluados se cumplen en prácticamente todos los casos de la muestra. Vamos a comentar por separado los resultados más relevantes de los criterios de visualización y de reproducción crítica.

De los criterios de visualización, en nuestro trabajo sólo dos de ellos, el 1.1 y el 1.4, no se cumplen en el 100% de los casos. El criterio 1.1, es «la visualización de la pared torácica completa», entendido como todo el perímetro de la pared torácica incluido dentro del campo de visión, designado habitualmente por sus siglas en inglés («FOV»). El cumplimiento de este criterio exige un campo de visión adaptado al perímetro de la pared torácica incluida la piel. En nuestro trabajo en todos los casos en que el criterio no se cumplió, el FOV era demasiado pequeño o el centrado del paciente era inadecuado, lateral, inferior o ambos, con la consecuencia de que hubo algunas zonas de la pared torácica que no fueron visibles (fig. 1).

El campo de visión debe ajustarse al diámetro torácico más grande del paciente. Deben evitarse tanto un FOV demasiado pequeño que deje áreas de interés fuera de la observación y pueda así quedar oculta determinada patología, como un FOV demasiado grande con el que el criterio se cumpliría, pero a costa de disminuir la resolución espacial, lo que debe evitarse. Además el paciente debe estar bien situado en relación con el isocentro de la apertura del *gantry.*

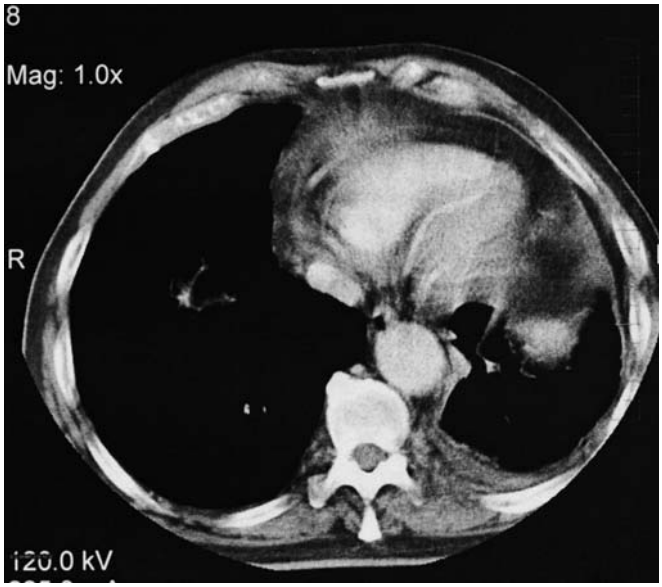

Fig. 1. —TC de tórax. Corte en el que es apreciable un FOV pequeño, no adaptado a las dimensiones del paciente que además está mal centrado; como consecuencia de eso hay una parte de la pared costal que no se visualiza.

El criterio 1.4, «visualización del parénquima pulmonar completo», no se cumple siempre porque algún examen no tenía una extensión superior suficiente.

El alto porcentaje de cumplimiento de los criterios de visualización en nuestro trabajo hace que sea difícil sacar conclusiones prácticas, sin embargo de su análisis podemos decir que siempre que el criterio 1.4 se cumple, también lo deberían hacer el 1.2 y el 1.3 («visualización de la aorta torácica y la vena cava» y «visualización del corazón completo», respectivamente) salvo en el supuesto caso en que un estudio se grabe en placas sin las ventanas adecuadas para poder examinar el parénquima pulmonar y las estructuras mediastínicas; este supuesto es cada día menos frecuente por la generalización del uso de estaciones de trabajo para informar los estudios de TC. Por otra parte, siempre que el criterio 1.2 se cumple, el criterio 1.3 también debe hacerlo dado que la aorta torácica completa tiene una extensión caudal mayor que el corazón, por lo que el criterio 1.3 quizás sea redundante. Por otra parte el criterio 1.2 es algo impreciso pues en un estudio de tórax con una extensión adecuada siempre se ve parcialmente la vena cava inferior y el criterio aparece en la Guía Europea como «visualización de la vena cava» sin hacer referencia a qué porciones deberían visualizarse.

Los criterios de visualización tienen una relación muy estrecha con una realización cuidadosa del estudio más que con la calidad intrínseca de la propia imagen; por eso deberían cumplirse en el 100 % de los casos y para ello es necesario prestar más atención a la programación de los estudios.

Por lo que se refiere a los criterios de reproducción nítida vamos a analizar aquellos con menores cumplimientos.

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

El criterio 2.6, «reproducción nítida del esófago», que se cumplió en el 92% de nuestros casos, es un criterio difícil de evaluar si tenemos en cuenta que el esófago es una estructura alargada que se extiende longitudinalmente en el eje z y que tiene poca grasa adyacente en algunas zonas o pacientes. En nuestro trabajo los observadores habían acordado que el criterio se cumplía cuando el esófago se veía al menos en un corte de cada una de las tres regiones anatómicas en que se divide el esófago.

El criterio 2.8 se refiere a la «reproducción nítida de los vasos pulmonares grandes y medianos», se cumplió en el 96% de casos. En 14 pacientes que no recibieron contraste por vía intravenosa, el cumplimiento del criterio fue inferior al 50%; tras realizar posteriormente a seis de ellos una secuencia con contraste, el criterio se cumplió en los seis casos. Nuestros resultados preliminares apuntan una cierta relación entre el cumplimiento del criterio y la administración de contraste yodado i.v. y, lógicamente, con su adecuada temporización.

El criterio 2.9 implica «la reproducción nítida de los bronquios segmentarios» y se cumplió en el 91% de nuestros casos. Los valores más bajos en algunos centros podrían estar relacionados con el uso de colimaciones más gruesas (8-10 mm). La utilización de una colimación estrecha, por debajo del diámetro de la vía aérea que se desea evaluar, mejora la sensibilidad; así es preferible usar cortes finos con un *pitch* mayor para no comprometer la cobertura longitudinal, que cortes de mayor grosor con un valor menor de *pitch*. No se deduce de nuestros resultados si el uso de algoritmos de alta resolución tiene relación con el cumplimiento de este criterio.

El criterio 2.10 se refiere a «la reproducción crítica del parénquima pulmonar», y presenta un porcentaje de cumplimiento medio del 93%, aunque hay variaciones entre centros. Esto podría deberse al uso de algoritmos de reconstrucción estándar en los centros con menor porcentaje de cumplimiento.

Conviene hacer algunos comentarios más sobre los criterios 2.9 y 2.10. Así en determinados exámenes del centro 2, cuando se cumple el 2.10 el cumplimiento del 2.9 es menor; en este centro se usa una colimación de 10 mm con un algoritmo de reconstrucción de buena resolución espacial. En el centro 4 existe una tendencia opuesta en algunos exámenes, con buen cumplimiento del 2.9 y peor del 2.10; en este centro se usa un espesor de corte de 10 mm y un algoritmo de reconstrucción estándar con una buena resolución de bajo contraste, pero con peor resolución espacial. Estos datos también avalan la interpretación de que el criterio 2.9 parece depender más de la colimación, mientras que el 2.10 dependería más del algoritmo de reconstrucción. El uso de un filtro de reconstrucción inadecuado puede conducir indirectamente a un aumento de la dosis de radiación en un intento de visualizar mejor algunas estructuras que difícilmente serán bien visibles con un mal filtro. En los estudios de tórax general, es recomendable el uso de algoritmos de reconstrucción mixtos, con los que se obtiene un compromiso aceptable entre resolución de contraste y espacial que nos permite ver bien las estructuras blandas y el parénquima pulmonar.

En nuestro trabajo el 63% (10/16) de los criterios anatómicos lo cumplen la práctica totalidad de los exámenes analizados. Con equipos de alta tecnología como los actuales, la calidad de la imagen obtenida en todos ellos es muy alta[10]. Esto puede hacernos suponer que los criterios anatómicos referidos en la Guía Europea son poco discriminatorios para comparar la calidad de la imagen entre diferentes exámenes. El valor intrínseco más importante de los criterios, aun cuando su valoración sea subjetiva, no reside tanto en su capacidad de discriminar, sino en que su evaluación permite comparar estudios de buena calidad de imagen efectuados con diferentes dosis de radiación, lo que en consecuencia nos puede permitir una mejora, al menos en potencia, de los procedimientos de trabajo para conseguir estudios de calidad con la menor dosis de radiación posible; algunos trabajos han mostrado este aspecto para otras pruebas radiológicas[15-17].

Algunos de los criterios referidos en la Guía Europea deberían, no obstante, ser definidos con más precisión. Por otra parte los criterios están definidos para exámenes de áreas anatómicas u órganos concretos y en algún caso para algún tipo especial de técnica o indicación, pero no de forma general para indicaciones clínicas. En función de la indicación clínica concreta algunos de los criterios podrían tener más peso que otros y para determinados supuestos clínicos podría ser tolerable un bajo porcentaje de cumplimiento de determinados criterios. Sería deseable que los criterios se pudieran especificar, además de por áreas anatómicas u órganos, por indicaciones. Así, por ejemplo, en el caso del carcinoma de pulmón que nos ocupa quizá no sea lo mismo la estadificación al diagnóstico que el seguimiento de los pacientes tras el tratamiento.

Dosis de radiación

Los valores medios del $CTDI_w$ son relativamente similares y están en todos los centros por debajo del valor de referencia (30 mGy) que aparece en la Guía Europea. El $CTDI_w$ depende del ${}_nCTDI_w$ —que varía en función del tipo de escáner— y de los mAs. El valor del ${}_nCTDI_w$ es bastante similar (0,08-0,09 mGy/mAs), a 120 kV de tensión, por tanto las diferencias en el $CTDI_w$ se deben a la carga del tubo empleada en cada centro y, en algunos casos, según cada paciente. El valor mayor de todos (19,1 mGy) se da en el único escáner que emplea detectores de gas —menos eficientes que los de estado sólido del resto de los equipos— lo que justifica en parte el empleo de un haz más intenso y el aumento relativo del $CTDI_{w.}$ En el centro 5, los parámetros empleados varían entre exámenes al no seguirse aparentemente en la práctica un protocolo; así en diez pacientes se emplean 140 kV y el valor del ${}_nCTDI_w$ correspondiente es de 0,117 mGy/mAs, que es el más alto de todos.

El DLP muestra mayor dispersión por centros. Hay diferencias significativas entre los valores del centro 1 y el resto, entre el centro 2 y el resto, y entre el centro 5 y el resto. No hay diferencias significativas entre los centros 3 y 4. Los valores de dosis efectiva por centros muestran una tendencia similar, si bien no aparecen diferencias significativas en la dosis efectiva entre los centros 4 y 5.

En el centro 2, el DLP medio (577 mGy·cm) está próximo al nivel de referencia (650 mGy·cm), esto se justifica por una parte por usar mayor carga de tubo, por los detectores de gas, lo que hace que tenga el mayor valor del $CTDI_w$ y por otra en que es el único centro en que se usa sistemáticamente un valor de *pitch* 1. El centro 5 tiene un valor medio del DLP de 471 mGy·cm que es algo alto, debido a que la extensión media estudiada (36 cm) es la mayor de todas porque en seis pacientes se realizaron dos series sobre la misma zona anatómica, con una extensión total superior a 40 cm en cada uno de ellos; hay una gran dispersión de valores en torno a la media de 471 mGy·cm que se explica porque los parámetros técnicos utilizados para realizar los exámenes han variado mucho de paciente a paciente. Los valores máximos

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

se dan en los casos en que concurrían una gran extensión del examen (dos secuencias, sin y con contraste) y una tensión del tubo de rayos X elevada (140 kV). Al utilizar un valor mayor de tensión, el haz es más intenso y habría que utilizar menos carga para reducir la dosis.

Los valores estimados para el DLP y la dosis efectiva son en general inferiores a los encontrados en un estudio previo sobre la práctica con TC en la Comunidad de Madrid[18] y claramente menores que los obtenidos en otro, más reciente, en diferentes comunidades españolas[19]. En general, en ambos casos se obtuvieron valores medios máximos por centros superiores a los del presente estudio.

Hemos comprobado que en la mayoría de los exámenes se irradia con haz directo, al menos parcialmente, el tiroides y el hígado. En este último caso porque coincide, anatómicamente, con las porciones pulmonares más inferiores. El tiroides está incluido en el campo porque su mitad inferior coincide con los vértices pulmonares que deben incluirse en el estudio. En el tiroides, los promedios estimados de dosis por centro no presentan diferencias significativas, pero hay diferencias entre pacientes en un mismo centro por variaciones anatómicas individuales. La irradiación con haz directo del tiroides, cuyo factor de ponderación es 0,05, puede elevar la dosis efectiva aproximadamente hasta en un 15-20%, de ahí el posible interés de utilizar protectores de tiroides en esta exploración. Alternativamente, si el seguimiento de la patología de un paciente implica la realización periódica de exámenes de TC de tórax, podría comenzarse el estudio por debajo de los vértices siempre que fuera posible, para evitar la irradiación directa en el tiroides.

Calidad de imagen y dosis

Si comparamos los porcentajes de calidad de imagen con los valores de DLP por centros, no hay en general una gran correlación. Dos de los centros —el 1 y el 3— con mejor promedio en calidad de imagen (98%) tienen los DLP más bajos (268 y 357 mGy·cm, respectivamente) y los valores del coeficiente de correlación en ambos casos son prácticamente nulos (r = 0,02 y –0,09 respectivamente). Si hacemos caso a este dato podríamos deducir que para obtener una buena calidad de imagen no es preciso que las dosis recibidas por el paciente sean muy altas, como ha sido indicado en estudios previos[8,9]. Sin embargo, no todo es tan sencillo, pues hay otros datos aparentemente contradictorios: así el centro 2, que obtiene también una buena calidad de imagen, presenta el mayor valor medio de DLP (577 mGy·cm), —más del doble que el del centro 1— y su correlación dosis-calidad de imagen es directa y aceptable (r = 0,46). Como ya se ha comentado, esto puede deberse en parte a que es el equipo de TC helicoidal más antiguo de todos y sus detectores son de gas, y a que en sus exámenes se usó un *pitch* de 1. De los centros con menor calidad de imagen —el 4 y el 5—, en el primero (valor medio del DLP de 378 mGy·cm), se obtiene menor calidad de imagen para exámenes con dosis relativamente altas (r = –0,54), y en el segundo, con DLP medio de 471 mGy·cm, no se muestra una relación entre la calidad de imagen y la dosis (r = 0,25). La correlación inversa en un caso, y la gran variabilidad de las dosis en el otro, sugieren la influencia de otros parámetros, además de los relacionados directamente con la dosis, en la calidad final de la imagen. La utilización de un FOV inapropiado o el centrado deficiente de los pacientes, así como no usar los algoritmos de reconstrucción adecuados, puede influir en la calidad de imagen tanto o más que una relación correcta entre la tensión aplicada, la carga de tubo, la colimación y el *pitch* seleccionados. La complejidad de la calidad de imagen en TC ha sido ya señalada en diferentes trabajos[9,17,20].

La falta de correlación entre los resultados de calidad de imagen y dosis muestra que hay posibilidades de optimizar la práctica consiguiendo estudios con una calidad de imagen adecuada con la menor dosis de radiación, al menos en aquellos centros que tienen valores de dosis más altos. Para ello es necesario influir, siempre que sea posible, en varios aspectos como centrar bien al paciente, usar *pitch* más amplios, disminuir la intensidad y la tensión del tubo, usar diámetros de FOV ajustados al tamaño del paciente o usar algoritmos de reconstrucción adecuados. En cualquier caso parece recomendable disponer de un protocolo de referencia optimizado que evite la dispersión innecesaria de técnicas para la misma indicación, al menos en pacientes con edad y características morfológicas similares. Si el equipo dispone de sistemas de modulación de intensidad del haz, su utilización sistemática puede dar lugar a una disminución apreciable de la dosis impartida. Otro aspecto también a comentar es que si para esta indicación se plantea hacer dos series, sin y con contraste, quizá sea más conveniente realizar sólo una serie con contraste yodado i.v., si hubiera indicación de administrarlo. Con dos series aumenta mucho la dosis de radiación recibida sin que se aporte ningún valor añadido de calidad a los estudios, sin entrar a enjuiciar aquí su posible valor diagnóstico, lo que no es uno de los objetivos de este trabajo.

No obstante queremos insistir en el hecho de que los resultados presentados en este trabajo son preliminares y que es necesario obtener más datos y realizar análisis más amplios para poder sacar conclusiones con más valor.

AGRADECIMIENTOS

A los Servicios de Radiodiagnóstico de los siguientes centros: Hospital del Aire, Hospital Doce de Octubre, Hospital La Paz, Hospital de Móstoles y Hospital Clínico San Carlos.

BIBLIOGRAFÍA

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with scientific annexes. Volume I: SOURCES.
2. International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological Protection and Safety in Medicine: ICRP Publication 73, Pergamon Press, Oxford (1996).
3. Council Directive 97/43/EURATOM on Health Protection of Individuals against the danger of Ionising Radiation in relation to Medical Exposures, Official Journal L, 1997;180: p. 22.
4. Real decreto 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, p. 45891. BOE 29 de diciembre de 1999.
5. European Guidelines on quality criteria for computed tomography, report EUR 16262. Office for Official Publications of the European Communities. Brussels 1999.
6. Clarke J, Cranley K, Robinson J, Smith PHS, Workman A. Aplication of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. Br J Radiol 2000;73:43-50.
7. Tsapaki V, Kottou S, Papadimitrou D. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. Br J Radiol 2001;74:836-40.
8. Jurik AG, Jessen KA, Hansen J. Image quality and dose in computed tomography. Eur Radiology 1997;7:77-81.

Documento descargado de http://www.elsevier.es el 20/05/2013. Copia para uso personal, se prohíbe la transmisión de este documento por cualquier medio o formato.

9. Calzado A, Rodríguez R, Muñoz A. Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations Br J Radiol 2000; 73:384-95.
10. Torp CG, Olerud HM, Einarsson G, Gron P, Leitz W, Servomaa A. Use of the EC quality criteria as a common method of inspecting CT laboratories a pilot projetct by the Nordic radiation protection authorites IAEA-CN-85-175; pp. 223-7. Proceedings of the Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology. Nuclear Medicine and Radiotherapy. Málaga 2001. International Atomic Energy Agency.
11. International Electrotechnical Commission. Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 2-6: Constancy tests-X-ray aquipment for computed tomography. Geneva, 1999; IEC 1223-2-6:33.
12. Jones DG, Shrimpton PC. Mormalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR250. NRPB. Chilton (1990).
13. Shrimpton PC, Edyvean S. CT scanner dosimetry. Br J Radiol 1998; 71:1-3.
14. International Commission on Radiological Protection (ICRP): 1990. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford (1991).
15. Vañó E, Oliete S, González L, Guibelalde E, et al. Image quality and dose in lumbar spine examinations results of a 5 year quality control-programme following the European quality criteria trial. Br J Radiol 1995;68:1332-5.
16. Vañó E, Guibelalde E, Morillo A, Álvarez-Pedrosa CS, Fernández JM. Evaluation of the European image criteria for chest examinations. Br J Radiol 1995;68:1349-55.
17. Cook JV. Radiation protection and quality assurance in paediatric radiology. Imaging 2001;13:229-38.
18. Ruiz Sanz S, Calzado A. Tomografía computarizada en la Comunidad de Madrid. Valores de dosis efectiva y colectiva. Radiología 1995;1:1-7.
19. Calzado A, Rodríguez R, López M. Medidas dosimétricas y estimación de la dosis a los pacientes en algunas exploraciones habituales con una gama de equipos de tomografía computarizada. Radiología 1998;40:461-7.
20. Crawley MT, Booth A, Wainwrigth. A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT: estimates of the collective dose savings achieved. Br J Radiol 2001;74: 607-14.