

TC helicoidal del sector vascular aortoilíaco: optimación del retraso en la adquisición mediante el método del bolo de prueba

Luis Concepción • Luis Martí-Bonmatí • Roberto Aliaga • Fructuoso Delgado • Aurelio Igual

Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital Universitario «Dr. Peset». Valencia.

Helical computed tomography of the aortoiliac vessels: optimization of the scan delay using the test bolus method

Objetivo: Optimizar el tiempo de retraso en la adquisición de estudios de tomografía computarizada (TC) helicoidal del sector vascular aortoilíaco utilizando el método del bolo de prueba.

Material y Métodos: Se estudiaron 90 pacientes consecutivos remitidos para evaluación del sector vascular aortoilíaco. En todos se calculó el tiempo de llegada del contraste a la aorta (T^0 pico) de acuerdo con un protocolo predefinido utilizando el método del bolo de prueba, aplicándose distintos retrasos en la adquisición de la hélice. Se midieron los valores de atenuación en tres zonas de la aorta abdominal de todos los pacientes. Los resultados de captación por zonas y tiempos de retraso se compararon mediante la prueba ANOVA y Student-Newman-Keuls. El nivel de significación se fijó en $p < 0,05$.

Resultados: El tiempo medio de llegada del contraste fue de 22,3 segundos (intervalo, 13-40). La captación media para las regiones inicial, central y distal de la aorta fue de 231, 260, y 254 UH en los grupos con retraso de T^0 pico +5 segundos; de 275, 287 y 287 UH para un retraso de T^0 pico +10 segundos; y de 266, 259 y 276 UH para un retraso de T^0 pico +15 segundos, respectivamente.

Conclusiones: La aplicación del método del bolo de prueba en la optimización de la captación intravascular en el sector vascular aortoilíaco permite lograr un elevado grado de realce. Cuando se utiliza un retraso de T^0 pico +10 segundos la opacificación vascular es homogénea en toda la aorta abdominal y mayor que con otras formulaciones.

Palabras clave: Tomografía computarizada helicoidal. Tomografía computarizada. Angiografía. Aorta abdominal.

Desde su introducción como herramienta diagnóstica, la tomografía computarizada (TC) ha venido usándose para el estudio del árbol vascular y su patología (1-4).

Concepción L, Martí-Bonmatí L, Aliaga R, et al. TC helicoidal del sector vascular aortoilíaco: optimación del retraso en la adquisición mediante el método del bolo de prueba. Radiología 2001;43(2):69-74.

Correspondencia:

LUIS CONCEPCIÓN ARAMENDÍA. Avda. Salamanca, 13-4.^o A 03005 Alicante. e-mail: lu.concepcion@coma.es

Recibido: 29-XII-2000.

Aceptado: 15-II-2001.

Objective: To optimize the length of the scan delay in helical computed tomography (CT) studies of the aortoiliac vessels using the test bolus method.

Material and methods: We studied 90 consecutive patients referred to us for examination of the aortoiliac vessels. The time it took for the contrast to reach the aorta (rise time) was calculated in each patient in agreement with a previously defined protocol involving the use of a test bolus and applying different scan delays. The attenuation values were measured in three portions of abdominal aorta in all the patients. The uptake in the different portions for each delay time were compared by ANOVA and the Student-Newman-Keuls test with the significance level set at $p < 0.05$.

Results: The mean rise time was 22.3 seconds (range: 13 to 40 seconds). The mean uptake for the proximal, central and distal portions of aorta were 231, 260 and 254 UH in the groups with a delay of 5 seconds over the rise time; 275, 287 and 287 UH for delays of 10 seconds; and 266, 259 and 276 UH for delays of 15 seconds, respectively.

Conclusions: The application of the test bolus method to optimize uptake in the aortoiliac vessels results in a high degree of enhancement. A delay of 10 seconds over the rise time produced the greatest degree of vascular opacification, which was homogeneous throughout the entire abdominal aorta.

Key words: Helical computed tomography. Computed tomography, angiography. Abdominal aorta.

El desarrollo de equipos de TC con tecnología helicoidal (5) permite estudiar grandes áreas o volúmenes de los pacientes en un breve período de tiempo. Esta cualidad, además de minimizar los artefactos debido a los movimientos de los pacientes, como la respiración, posibilita realizar estudios en distintas fases de la distribución de un medio de contraste yodado tras su administración por vía intravenosa.

En opinión de diversos autores (6-9), los estudios obtenidos durante la fase arterial de la distribución del contraste, tras una adecuada aplicación de técnicas de posproceso, consiguen unos resultados de calidad equivalente a la angiografía convencional. Para lograr una óptima visualización de la vasculatura se requiere un elevado grado de realce y una adecuada homogeneidad del contraste en todo el trayecto de los vasos de interés, por lo que

los datos deben adquirirse en el preciso momento en que la máxima concentración del medio de contraste esté presente en los vasos objeto de estudio.

El objetivo de este trabajo ha sido comparar y optimizar el grado de realce obtenido en la luz vascular arterial variando el tiempo de retraso en la adquisición de imágenes en la TC helicoidal del sector vascular aortoilíaco utilizando el método del bolo de prueba para calcular el tiempo de llegada del contraste.

MATERIAL Y MÉTODOS

Se incluyeron 90 pacientes consecutivos remitidos para la evaluación mediante TC helicoidal del estado del sector vascular aortoilíaco. Los pacientes estudiados fueron 76 varones y 14 mujeres, con edades comprendidas entre los 42 y 85 años (media de edad de 68 años). La indicación clínica para la realización de los estudios fue la evaluación prequirúrgica de patología aneurismática de la aorta abdominal en 82 casos, y la valoración del estado del árbol vascular previo a la realización de un trasplante renal en ocho pacientes.

Todos los estudios se realizaron con el mismo equipo de TC helicoidal (Picker PQ2000S, Picker International, Ohio, EUA). Se diseñó un protocolo de examen que incluía una única adquisición helicoidal (150 Kv, 250mA, 1 segundo de tiempo de rotación de tubo; 27 rotaciones del tubo; 330 mm campo de visión) con una colimación de 5 mm, un índice de reconstrucción de 4 mm y un factor de paso de 2, resultando todo ello en una cobertura (resultado de multiplicar la colimación por el factor de paso y el número de rotaciones del tubo) total en el eje longitudinal (z) de 27 centímetros. Esta extensión permite estudiar desde el diafragma hasta la proximidad de las cabezas femorales. Estos parámetros corresponden a un tiempo de adquisición de 27 segundos (27 rotaciones de tubo a 1 segundo de tiempo de rotación).

El tiempo de tránsito o llegada del contraste, en adelante tiempo hasta el pico (T^0 pico), se determinó mediante el método de inyección de un bolo de prueba (10). Para este cálculo se realizaron, sin movimiento de mesa, 20 cortes tomográficos axiales consecutivos de baja radiación (100 Kv, 100 mA) a la altura del platillo inferior del cuerpo vertebral de D12. El inicio en la adquisición de estos cortes fue simultáneo al de la administración de 20 ml de contraste a 4 ml/s. Las atenuaciones se calcularon mediante regiones de interés (ROI; *region of interest*) de 1 cm^2 de áreas situadas en el centro de la luz de la aorta, en las 20 imágenes de esta serie. De las mediciones obtenidas se construyó una curva de atenuación-tiempo mediante el soporte informático propio del equipo (SVIP, *Synchronous Vascular Injection Planning*®, Picker International; Ohio; EUA). El tiempo hasta el valor máximo de esta curva se consideró como T^0 pico (Fig. 1).

En los 10 últimos pacientes se calculó el tiempo utilizado en la realización de la prueba del bolo.

En todos los casos, los estudios se realizaron tras la inyección mediante una bomba automática y por una vía venosa (20 G), preferentemente antecubital, de 150 ml de un contraste yodado no iónico. El contraste se inyectó a una velocidad de 4 ml/s.

La relación entre el inicio de la inyección y el comienzo de la adquisición de la hélice se calculó inicialmente mediante la fórmula descrita por Prince (11) para estudios de angiografía por

Fig. 1.—Cálculo del tiempo de llegada (T^0 pico) mediante la obtención de una curva de atenuación-tiempo. En la imagen de TC axial (100 mA, 100 Kv, 10 mm grosor) puede apreciarse la colocación de una ROI en el interior de la luz de la aorta abdominal suprarrenal, calculándose la media de UH de los píxeles que la conforman. El tiempo calculado para este paciente fue de 25 segundos.

resonancia magnética. En esta fórmula se establece el retraso como la ecuación: $[T^0 \text{ pico} + (T^0 \text{ inyección}/2) - (T^0 \text{ de hélice}/2)]$. En los primeros 30 pacientes se estableció como el T^0 Pico + 5 segundos $[(37,5/2)-(27/2)]$.

Para el cálculo de la captación, se realizaron medidas de la atenuación con áreas ROI (1 cm^2) en la luz de la aorta abdominal a tres niveles distintos correspondientes a las porciones inicial (prerrenal), central (equidistante) y distal (bifurcación). Se calculó la captación vascular como la diferencia de atenuación (Unidades Hounsfield; UH) entre las imágenes poscontraste y las obtenidas en vacío (primer corte de la serie SVIP).

En un análisis preliminar de las captaciones obtenidas con este retraso, se observó que los valores iniciales eran estadísticamente inferiores a los centrales y distales. Esto indica que al inicio de la hélice la curva de captación vascular está todavía en ascenso. Para homogeneizar esta captación en toda la aorta, se decidió completar el estudio con dos grupos más de 30 pacientes cada uno, con retrasos adicionales de 5 y 10 segundos. Así, finalmente los grupos quedaron establecidos en: T^0 pico + 5 s, T^0 pico + 10 s, y T^0 pico + 15 s.

La captación en los tres niveles de la aorta presentó una distribución normal con la prueba de Kolmogorov-Smirnov. Para el análisis de las múltiples medias se utilizó la prueba de ANOVA con la de Student-Newman-Keuls. El nivel de significación se fijó en $p < 0,05$. Los valores se expresan, en general, como la media \pm desviación estándar (DE) y el intervalo (entre paréntesis).

RESULTADOS

Ninguno de los pacientes presentó complicaciones locales o sistémicas relacionadas con la inyección intravenosa del contraste. En todos ellos se obtuvieron imágenes consideradas de calidad óptima para el diagnóstico de la patología arterial sospechada (Fig. 2) incluyéndose la totalidad de la aorta abdominal y los vasos ilíacos.

A

B

C

La media del tiempo requerido para realizar la prueba del bolo fue de 6 minutos (4-9 minutos). El T^0 pico para todos los pacientes fue de $22,4 \pm 5,8$ (13-45 segundos). Por grupos, el tiempo medio fue de $20,9 \pm 4,7$ (13-34 segundos) para T^0 pico + 5 s, de $21,82 \pm 5,5$ (14-35 segundos) para T^0 pico + 10 s, y de $24,4 \pm 6,7$ (15-45 segundos) para T^0 pico + 15 s. No hubo diferencias estadísticamente significativas en este parámetro para los tres grupos de pacientes ($p = 0,06$). En los grupos, el retraso calculado para adquirir la hélice fue de $26,3 \pm 4,5$ (19-39 segundos), $32,6 \pm 5,6$ (25-45 segundos) y de $39 \pm 7,9$ (29-70 segundos) res-

Fig. 2.—Imágenes representativas de la opacificación vascular en la aorta inicial (a), central (b) y distal (c) en un paciente con aneurisma de la aorta abdominal.

pectivamente. Esta diferencia tiene significación estadística ($p < 0,0001$).

La media de la atenuación precontraste de la luz vascular de la aorta abdominal fue de $41,3 \pm 9,1$ (27-58 UH). No se observaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,5$) entre los grupos ($42,2 \pm 8,7$, $39,9 \pm 10,04$, $42 \pm 8,5$ UH, respectivamente).

La tabla I recoge las medias de la atenuación poscontraste y de la captación para los diversos grupos y zonas de medida. Las medias de todos los valores de captación se ajustaron a una dis-

TABLA I

VALORES PROMEDIOS Y RANGO EN UNIDADES HOUNSFIELD DE LAS ATENUACIONES POSCONTRASTE (POSC) Y DE LAS CAPTACIONES PARA LAS DISTINTAS REGIONES DE MEDIDA EN FUNCIÓN DEL TIEMPO DE RETRASO EMPLEADO. LOS VALORES SE EXPRESAN COMO LA MEDIA \pm DE (INTERVALO)

Retraso	Región aórtica					
	Inicial		Central		Distal	
	Densidad posC	Captación	Densidad posC	Captación	Densidad posC	Captación
(T^0 P + 5 s)	273 \pm 41 (185-365)	231 \pm 44 (127-332)	296 \pm 42 (214-390)	260 \pm 41 (203-342)	303 \pm 38 (249-376)	254 \pm 43 (173-340)
(T^0 P + 10 s)	314 \pm 50 (241-418)	275 \pm 52 (190-377)	327 \pm 59 (231-448)	287 \pm 59 (204-453)	327 \pm 58 (232-491)	287 \pm 60 (203-410)
(T^0 P + 15 s)	308 \pm 43 (248-403)	266 \pm 42 (189-364)	318 \pm 55 (226-455)	259 \pm 60 (152-395)	301 \pm 60 (189-434)	276 \pm 54 (189-410)

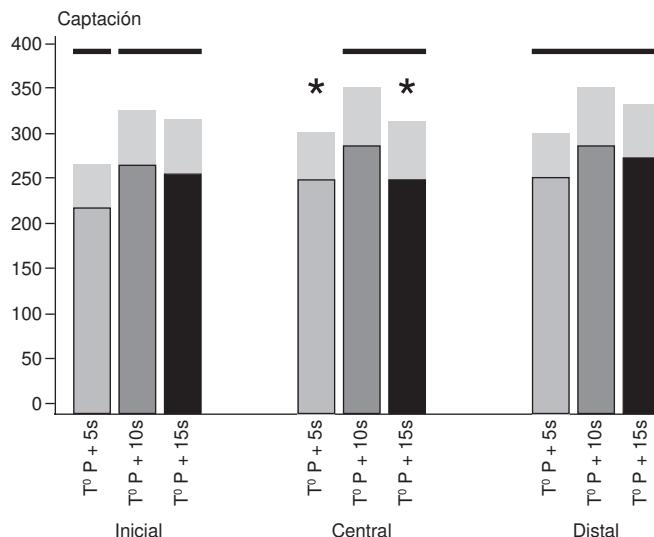


Fig. 3.—Gráfica de distribución de las medias y desviación estándar de las captaciones para cada región, en función del tipo de retraso calculado. Las barras continuas y los asteriscos indican ausencia de diferencias significativas (Student-Newman-Keuls).

tribución normal ($p = 0,16-0,47$). En el grupo T^0 pico + 5 segundos se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,025$) entre las captaciones de la región inicial con respecto a las regiones central y distal, aunque no entre estas dos últimas. En el grupo de pacientes T^0 pico + 10 segundos y T^0 pico + 15 segundos no se observaron diferencias significativas entre la media de captación de las tres zonas ($p = 0,6$ y $0,4$ respectivamente) (Fig. 3).

Para la región inicial, las captaciones en función del retraso aplicado presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,001$). La captación fue menor en el grupo T^0 pico + 5 segundos que en los grupos T^0 pico + 10 y T^0 pico + 15 segundos, que no presentaron diferencias entre ellos. Para la región central, las captaciones también presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,049$). Estas diferencias se observan entre los grupos T^0 pico + 5 segundos y T^0 pico + 15 segundos frente a T^0 pico + 10 segundos y T^0 pico + 15 segundos. Por otro lado, la captación en la zona distal no presentó diferencias significativas entre los grupos ($p = 0,079$) (Fig. 4).

DISCUSIÓN

La TC se utiliza desde su introducción en la práctica clínica para el estudio del árbol vascular y su patología, habiendo demostrado ser de gran utilidad en la detección y caracterización de algunas patologías tales como las rupturas de los aneurismas y las disecciones aórticas (1-4).

La evolución tecnológica ha permitido el desarrollo para su uso clínico de equipos de TC helicoidal. Estas máquinas, equipadas con potentes tubos con capacidad de rotación continua, permiten adquirir volúmenes de información simultáneamente a la translación de la mesa. Dotadas de sofisticados algoritmos de reconstrucción producen imágenes en las que se pueden variar algunos parámetros, incluso una vez adquiridas las mismas (plano y grosor de reconstrucción, filtro de imagen) (5). De esta manera pueden obtenerse imágenes en el punto exacto de la ventana temporal cuando el contraste predomine en un determinado com-

partimento (intravascular arterial o venoso; parenquimatoso hepático; cortical renal).

Con esta metodología diversos autores (6-9) han publicado excelentes resultados en el diagnóstico de diversas patologías del árbol vascular en sectores tales como las arterias renales, carótidas o incluso la vasculatura periférica.

Existen múltiples parámetros críticos para obtener un buen resultado en los estudios de angio-TC. Así, el grupo de Blomley, et al (12) ha estudiado el comportamiento de medios de contraste iónicos y no iónicos en los primeros momentos tras su administración y distribución intravascular, sugiriendo que los medios no iónicos son retenidos durante más tiempo en el espacio intravascular. Este hecho, sumado al mayor número de reacciones adversas asociada a los medios iónicos y las altas tasas de inyección del contraste habitualmente utilizadas, hace que exista un consenso recomendando el empleo de medios no iónicos en estudios de angiografía por TC.

También existe consenso en los parámetros críticos para obtener un estudio de alta calidad, consistentes en ajustar de forma precisa la adquisición de las imágenes al momento de máxima opacificación de las estructuras vasculares a estudio. Sin embargo, aún hoy, existe en la bibliografía al respecto (10, 13-15), cierta controversia sobre la utilidad y validez de los diversos procedimientos para conseguir este objetivo, lo que ha llevado a distintos grupos a plantear la búsqueda de soluciones a través incluso de complejos modelos matemáticos.

El primero y más simple de los métodos consiste en estimar, de acuerdo a la experiencia previa, el tiempo más probable del primer paso de una embolada de contraste por la aorta abdominal. De acuerdo a la mayoría de autores (10, 16), si inyectamos a 4 ml/s, la máxima opacificación ocurre en torno a los 20 segundos de haber comenzado la inyección del contraste. Este método no tiene en cuenta las variaciones individuales (diferente gasto cardíaco, superficie corporal), de cuya existencia son un buen ejemplo las importantes diferencias en el tiempo de tránsito del contraste entre los diversos individuos (intervalo 13-45 segundos con un tiempo pico de 22,4 segundos en nuestra serie).

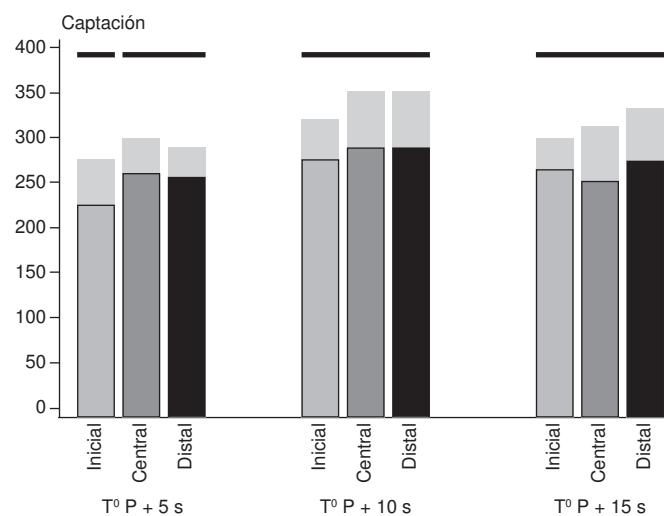


Fig. 4.—Gráfica de distribución de las medias y desviación estándar de las captaciones para cada tipo de retraso calculado, en función de la región de la aorta. Las barras continuas indican ausencia de diferencias significativas (Student-Newman-Keuls).

Otra aproximación ha sido el desarrollo de sistemas automáticos de adquisición de imágenes en función de la obtención de un determinado nivel de atenuación poscontraste (17). Este sistema tampoco está exento de inconvenientes, dado que puede ocurrir que no se alcance la atenuación deseada y no se adquieran imágenes incluso después de haberse inyectado dosis máximas de contraste. Además, ya que el tiempo necesario para adecuar la adquisición puede llegar a ser de hasta 10 segundos, el operador debe lanzar la hélice durante la fase de subida de la captación, anticipándose al momento del máximo realce y por tanto añadiendo un factor de variabilidad al resultado final.

Otra aproximación es determinar el tiempo de tránsito del contraste desde el punto de inyección a la zona de estudio para aproximarse lo máximo posible al comienzo de la ventana temporal idónea para la adquisición de las imágenes. Este método, denominado prueba del bolo (10), consiste en adquirir, en el nivel inicial donde se desea obtener una opacificación óptima, múltiples imágenes consecutivas de baja radiación simultáneas a la administración de un pequeño bolo del mismo contraste, a la misma velocidad de inyección que se utilizarán en el estudio definitivo. Con las imágenes adquiridas se obtiene una curva de atenuación-tiempo sobre la que poder calcular el tiempo de tránsito del mismo (T^0 pico).

Con este método, una vez calculado el T^0 pico, los autores difieren también en el método a seguir para calcular el retraso final de la adquisición. Así, mientras algunos postulan comenzar la adquisición de imágenes en el tiempo de tránsito (10, 13), otros (6, 7) añaden algunos segundos adicionales o incluso los detraen (18).

Prince (11), para estudios de angiografía por RM con contraste de la aorta abdominal, propuso una fórmula de cálculo del retraso que tuviera en cuenta parámetros intrínsecos al paciente (tiempo de tránsito del contraste), de la inyección de contraste (duración) y de la secuencia de adquisición de imágenes. Aunque en esta técnica la lógica subyacente para desarrollar esta metodología se explica en las bases físicas de la misma (efecto desigual de las zonas del espacio K en el contraste de las imágenes), en nuestra opinión su aproximación al problema (diseñar una fórmula de cálculo del retraso que pondere los diversos parámetros influyentes en el resultado final del grado de contraste de la imagen) resultaba de gran interés y aplicabilidad para el ajuste del retraso de adquisición de los estudios angiográficos por TC helicoidal, donde como ya hemos comentado la literatura científica no ha alcanzado un consenso en cuanto al método idóneo a utilizar.

Con el método del bolo de prueba en nuestra serie se ha logrado un resultado óptimo con unas captaciones de contraste elevadas. En tan sólo una de las 270 determinaciones (90 pacientes, tres determinaciones por paciente) se obtuvo una captación inferior a 160 UH, dintel mínimo sugerido como idóneo (13) para obtener unas imágenes de calidad con las técnicas de posproceso (MIP-Proyecciones de Intensidad Máxima; SSD-Reconstrucciones de Superficie). Esta determinación se midió en el área inicial de un paciente del grupo con un retraso calculado como T^0 pico + 5 segundos.

Tras realizar el análisis en los 30 primeros pacientes (Retraso = T^0 pico + 5 segundos) se detectó la existencia de diferencias estadísticamente significativas en las medias de captación ($p < 0,001$) obtenidas a nivel central y distal con respecto a la proximal. Estos resultados indican que no se había alcanzado el máximo realce posible, encontrándonos al inicio de la hélice en la fa-

se de ascenso de la curva de captación. Es por ello que se decidió prolongar el estudio creando dos grupos más con demoras adicionales de 5 y 10 segundos respectivamente.

Tras la adición de 5 segundos adicionales (T^0 pico + 10 segundos) todavía persisten diferencias significativas ($p < 0,005$) entre la captación media en las áreas inicial y central. En el grupo de pacientes en que se calculó el retraso añadiendo 15 segundos al T^0 pico no se encontraron diferencias significativas ($p > 0,005$) en la captación media entre las regiones inicial, media o distal de la aorta.

El análisis comparativo de las captaciones en todas las regiones en función del retraso aplicado reveló que las determinadas en los pacientes del primer grupo (T^0 pico + 5 segundos) eran significativamente menores que las del segundo grupo (T^0 pico + 10 segundos). En la región inicial, también existían diferencias entre el primer y tercer grupo de pacientes (tabla I). La explicación a estas diferencias podría encontrarse en el principio, contrastado por varios autores (6, 7), que la captación intravascular en la aorta sigue aumentando incluso después de la finalización de la inyección del bolo. Además, Clausen C, et al (19) demostraron que, independientemente de la velocidad utilizada en la inyección del contraste, el grado de realce aumentaba y el tiempo de tránsito del contraste (T^0 pico) se retrasaba con el uso de mayores volúmenes del mismo por lo que no es de extrañar que se consiga mejorar la uniformidad del realce añadiendo un tiempo adicional al tiempo de tránsito del contraste, que se calcula con un bolo siete veces menor del que se utiliza en el estudio definitivo.

En apoyo de esta explicación pueden considerarse los resultados del grupo de R. Kaate (14). Estos autores han estudiado el grado de realce obtenido en el estudio de las arterias renales con un protocolo que incluía la velocidad de inyección del contraste de 3 ml/s y donde se calculó el retraso como T^0 pico más cantidades sucesivas de 5, 10, 15 y 20 segundos. De acuerdo a sus resultados el mayor grado de realce en proximidad de las arterias renales se obtendría con un retraso calculado como T^0 pico + 20 s.

Sin embargo, existen detractores de este método de ajuste del retraso para los estudios angiográficos por TC. Zeman (20, 21) ha sugerido que si la velocidad de inyección del contraste no sobrepasa los 2,5 ml/s no sería necesario realizar este tipo de ajustes para obtener estudios de calidad angiográfica, aunque en la mayoría de los protocolos publicados, se usan velocidades de inyección iguales o superiores a 3 ml/s (6, 7, 10, 13, 14). El grupo de Van Hoe L, et al (10) realizó un estudio comparando el grado de captación alcanzado en estudios angiográficos por TC helicoidal ajustando el retraso de forma empírica o mediante el método del test de bolo, no encontrando diferencias estadísticamente significativas entre los mismos. Además de no encontrar ventajas en el grado de realce obtenido, destacan como inconvenientes que la utilización de este método exige el empleo de tiempo, volumen de contraste y dosis de radiación adicionales. Los protocolos, como éste, utilizan el T^0 pico como tiempo de retraso, sin corregir el hecho de que el segundo bolo tiene un mayor volumen y por tanto, probablemente, un pico más tardío. De acuerdo a nuestros resultados y los aportados por Kaate (14), ésta podría ser una explicación por la que los primeros no encontraron diferencias significativas. En nuestra experiencia, la realización de esta técnica, una vez incorporada a la práctica rutinaria, no supuso una penalización temporal superior a los seis minutos de promedio, y si bien se consume un volumen adicional de contraste (20 ml), esta cantidad puede disminuirse.

Nuestro estudio presenta ciertas limitaciones, que podrían influir en la consistencia de sus resultados. Así, pese a que las referencias para la adquisición de las medidas fueron similares en todos los casos, no se registró su situación en el plano Z, ni su correlación temporal, por lo que pueden haber existido diferencias entre las mismas. Recientemente Sheiman, et al (22) han publicado un estudio en el que advierten sobre la existencia de un fenómeno de decantación del contraste en el interior de la aorta, con presencia de un gradiente de concentración del mismo hacia la porción declive. En nuestro estudio este fenómeno no se tuvo en cuenta, por lo que podría ser fuente de error en las medidas, aunque en todos los casos se determinó la densidad en la zona central de la luz aórtica. Además, el equipo no fue calibrado antes de cada estudio, por lo que debe tenerse en cuenta su posible influencia en la inexactitud de las determinaciones de densidad.

Aplicar una modificación del método de Prince (11) para ajustar el retraso puede resultar problemático si se realiza con otros protocolos clínicos en los que se usen menores tiempos de inyección que de duración de las adquisiciones (p. ej. menor cantidad de contraste, mayor velocidad de inyección, o mayor longitud de la hélice). En estos casos, el tiempo calculado de retraso resultaría inferior al tiempo de tránsito del contraste, lo cual derivaría en una adquisición muy temprana.

El empleo de demoras adicionales con respecto al tiempo pico, como sugerirían nuestros resultados o los de Kaate, podrían aproximarnos a lograr el máximo realce. Ahora bien, eso no es equivalente a que en ese momento exista el máximo contraste entre estructuras, aspecto éste determinante en la facilidad de aplicación de las técnicas de posproceso.

El presente protocolo está realizado sobre una inyección monofásica de contraste, la cual aunque más simple, no se ajusta al modelo ideal de meseta prolongada que sería deseable para este tipo de estudios de angio TC, tal y como ha demostrado Fleischmann (15). Por ello es posible que, tal y como recomienda el autor (23), en el futuro se tienda a modificar el tipo de administración del contraste.

En conclusión, la determinación del retraso para la adquisición de imágenes en angiografía por TC helicoidal mediante la prueba del bolo es un método que permite conseguir una alta atenuación vascular, con captaciones promedio superiores a 200 UH, a todo lo largo de las distintas zonas de la aorta abdominal. Cuando se utiliza un retraso de tiempo pico más 10 segundos la opacificación vascular es homogénea en toda la aorta abdominal y mayor que con otras formulaciones.

BIBLIOGRAFÍA

- LaRoy L, Cormier P, Matalon S, Patel S, Turner D, Silver B. Imaging of abdominal aortic aneurysms. *AJR* 1989;152:785-92.
- Stallard D, Tu R, Gould MJ, Pozniak M and Pettersen J. Minor vascular anatomy of the abdomen and pelvis. A CT atlas. *Radiographics* 1994;14:493-513.
- Siegel M, Cohan R. CT of Abdominal aortic aneurysms. *AJR* 1994; 163:17-29.
- Lecumberri Olaverri F, Benito Boillos A. Computerized Tomography in aortic pathology. *Rev Esp Cardiol* 1996;49:27-36.
- Kallender W. Spiral (Helical) CT. *Radiology* 1993;189:647-56.
- Beregi JP, Djarbari M, Desmoucelle F, Willoteaux S, Wattine L, Louvegny S. Popliteal vascular disease: evaluation with Spiral CT angiography. *Radiology* 1997;203:477-83.
- Beregi JP, Elkohen M, Deklunder G, Artaud D, Coullet JM, Wattine L, Helical CT angiography compared with arteriography in the detection of renal artery stenosis. *AJR* 1996;167:495-501.
- Schwartz RB, Jones KM, Chernoff DM, et al. Common carotid artery bifurcations: evaluation with spiral CT. *Radiology* 1992;185: 513-19.
- Rieker C, Düber C, Neufang A, Pitton M, Schweden F, Thelen M. CT angiography versus intrarterial digital subtraction angiography for assessment of aortoiliac occlusive disease. *AJR* 1997;169: 1133-8.
- Van Hoe L, Marchal G, Baert A, Gryspeerdt S, Mertens L. Determination of Scan delay time in Spiral CT angiography. Utility of a test bolus injection. *JCAT* 1995;19:216-20.
- Prince M, Narasimham D, Stanley J, Chenevert T, Williams D, Marx Vand Cho K. Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. *Radiology* 1995;197: 785-92.
- Blomley MJK and Dawson P. Bolus dynamics: theoretical and experimental aspects. *Br J Radiol* 1997;70:351-359.
- Scheiman R, Raptopoulos V, Vrachnis T, Pearlman J. Comparison of tailored and empiric scan delay for CT angiography of the abdomen. *AJR* 1996;167:725-9.
- Kaate R, Van Leeuwen M, De Lange E, Wilting J, Beek F, Beutler J, Mali W. Spiral CT angiography of the Renal Arteries: Should a scan delay based on a test bolus injection or a fixed scan delay be used to obtain maximum enhancement of the vessels. *J Comp Assist Tom* 1998;22:541-7.
- Fleischman D and Hittmair K. Mathematical analysis of arterial enhancement and optimization of bolus geometry for CT angiography using the discrete Fourier Transform. *J Comp Assist Tom* 1999;23: 474-84.
- Brink J. Spiral CT angiography of the abdomen and pelvis: interventional applications. *Abdom Imaging* 1997;22:365-372.
- Silverman P, Brown B, Wray H, Fox S, Cooper C, Roberts S Zeman R. Optimal contrast enhancement of the liver using helical(spiral) CT: Value of Smartprep. *AJR* 1995;164:1168-71.
- Winter T, Nghiem H, Schmiedl U, Freeny P. CT angiography of the visceral vessels. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. 1996;17:339-51.
- Clausen C, Banzer D, Pfretzschner C, Kallender W, Schorner W. Bolus geometry and dynamics after intravenous contrast medium injection. *Radiology* 1984;153:365-368.
- Zeman R, Silverman P, Berman P, Weltman D, Davros W, Gomes M. Abdominal aortic aneurysms: Findings on three-dimensional display of helical CT data. *AJR* 1995;164:917-22.
- Zeman R, Silverman P, Vieco P, Costello P. CT angiography. *AJR* 1995;165:1079-88.
- Sheiman R, Prassopoulos P, Raptopoulos V. CT detection of layering of IV contrast material in the abdominal aorta. *AJR* 1998;171:1291-95.
- Fleischmann D, Rubin G, Bankler A, Hittmair K. Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography. *Radiology* 2000;214:363-71.