

# FARMACOCINETICA DE LOS MEDIOS DE CONTRASTE EN TOMOGRAFÍA COMPUTADA (TC)

Acad. T.M Sandra Araya L. <sup>(1,2)</sup>

1. Centro de Imagenología, Hospital Clínico Universidad de Chile
2. Departamento de Tecnología Médica, Facultad de Medicina, Universidad de Chile

## INTRODUCCIÓN

Hasta hace algunos años la farmacocinética de los medios de contraste, sus protocolos de inyección y la sincronización con la exploración eran temas en que nos bastaba con una “receta de cocina” para que la mayoría de los estudios quedaran bien. Esto fue cambiando paulatinamente debido a la introducción de tomógrafos mucho más rápidos, el desarrollo de la angiografía por tomografía computada (angioTC) como una técnica rutinaria<sup>1</sup> y la reciente introducción de los equipos de doble energía. Ello implica efectuar variaciones en los protocolos de administración de medio de contraste en cada paciente y según la patología y el territorio vascular a explorar, para ello es necesario conocer la dinámica de distribución del contraste en los distintos territorios vasculares y parenquimatosos, los factores que modifican la concentración de contraste alcanzada y la explicación para la modificación de ello, artefactos y problemas más frecuentes.

El concepto moderno de angioTC volumétrica implica el postproceso de las imágenes mediante software especializados, para que esto sea posible se requiere una alto nivel de atenuación en el territorio vascular en cuestión, de modo de poder “separarlo” o “distinguirlo” del resto de la anatomía (“segmentación”) y permitir su análisis, inclusive cuantitativo.

Por último, el aumento de la velocidad de los equipos implica un margen de maniobra muy bajo, es decir, si el examen se completa en 4 o 5 segundos es mucho más fácil caer completamente fuera del momento de mayor realce que en un equipo más lento, o sea, la mayor velocidad implica estudios de alta calidad y menores dosis de contraste, pero también más riesgo de error de sincronización al adquirir<sup>1</sup>. Esto es particularmente importante en los equipos de gran cantidad de canales existentes hoy en día y equipos doble energía.

No siempre más, es mejor, el exceso de contraste en territorios “no deseados” puede ser negativo para la calidad del estudio, por ejemplo el contraste muy concentrado en el tronco venoso innominado produce artefactos que degradan la imagen del arco aórtico, lo mismo sucede con el contraste en el ventrículo derecho, lo que impide la evaluación de la arteria coronaria derecha<sup>2</sup>. Por lo tanto, algunas preguntas importantes que debemos enfrentar en relación a la cinética del contraste son:

1. ¿Cuál es la distribución del contraste inyectado por vía intravenosa en los territorios vasculares y parénquimas?
2. ¿Qué factores propios del paciente influyen en esta distribución?
3. ¿Qué factores de la inyección pueden modificar para optimizar el realce en el territorio que me interesa?
4. ¿Debo inyectar un bolo de suero después del medio de contraste?
5. ¿Qué factores dependientes de la exploración tomográfica son relevantes para un buen realce?
6. ¿Cómo influye el Kv en el realce de medio de contraste?
7. ¿Qué importancia tiene la disminución del volumen de medio de contraste?
8. ¿Qué ventajas ofrecen los equipos TC de doble energía para optimizar el uso de medio de contraste?
9. ¿Cuál es la atenuación mínima para considerar adecuado un estudio vascular en TC?

### 1. DISTRIBUCIÓN FISIOLÓGICA DE UN MEDIO DE CONTRASTE INYECTADO POR VÍA INTRAVENOSA:

Los medios de contraste yodados (MCY) para uso clínico corresponden a soluciones en que la molécula yodada tiene una distribución preferente extracelular, es decir, de entre los compartimentos corporales (vascular, intracelular y extracelular), tienen la tendencia de llegar lo antes posible y quedarse más tiempo en el espacio extracelular. Esto implica que en el compartimento vascular solo están “de paso” por un periodo de tiempo relativamente corto.

Al inyectar MCY mediante un catéter venoso ubicado en una vena superficial de extremidad superior, el medio de contraste avanza a la vena subclavia e innominada del mismo lado, de ahí pasa a la vena cava superior y a las cavidades derechas del corazón. Esta primera parte del viaje se realiza por vasos de flujo lento (venas), por lo que, el contraste se mezcla poco con la sangre no contrastada y se encuentra muy concentrado, esto explica el típico artefacto de vena cava superior en las angioTC de tórax (fig.1).

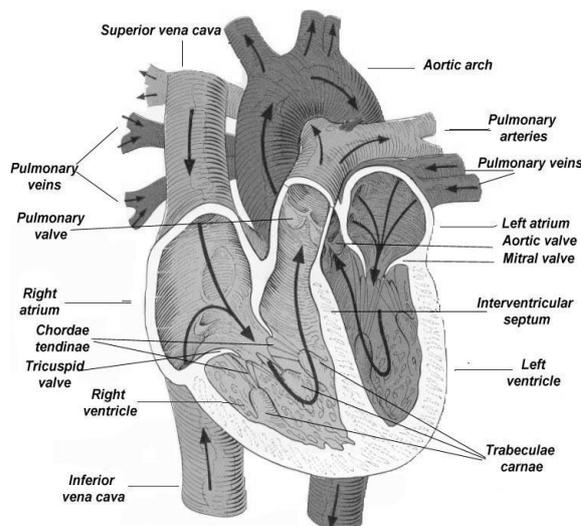


**Figura n° 1:** Se muestra el artefacto de entrada de contraste en vena subclavia y vena cava superior

Del ventrículo derecho la sangre es expulsada al tronco de la arteria pulmonar, generalmente a alta velocidad y baja resistencia, por lo que, el contraste alcanzado es

bastante homogéneo (se mezcló adecuadamente con la sangre) y es el momento utilizado para hacer la angiografía de arterias pulmonares (“angioTC por TEP”). Hay condiciones como la atelectasia, condensación o fibrosis focales en que la resistencia vascular pulmonar aumenta, por ello, la intensificación de MCY no es homogénea, y algunas ramas quedan sin contraste a pesar de estar permeables, esto es una de las tareas más difíciles al adquirir una angioTC pulmonar, pues si vemos una rama sin contraste es muy útil hacer una adquisición extra unos segundos más tarde (inmediatamente después de la angio) para aclarar si es artefacto por flujo lento o realmente es defecto de flujo debido a un tromboembolismo pulmonar.

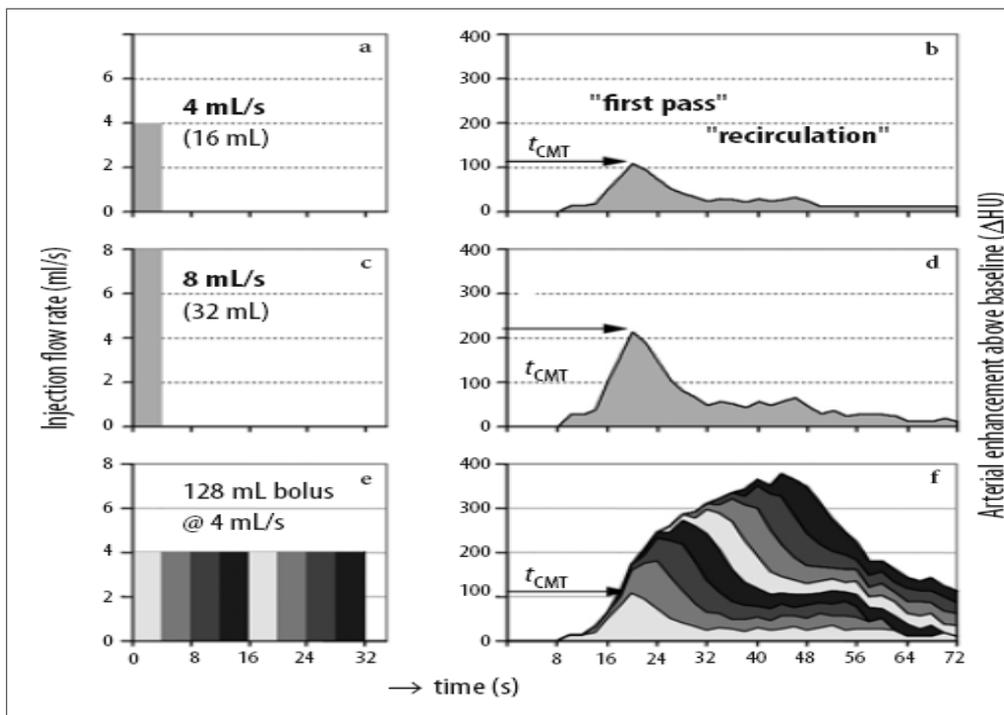
Otro fenómeno fisiológico importante es que la aurícula derecha recibe simultáneamente la sangre desde la vena cava superior y la vena cava inferior, esta última corresponde a sangre no contrastada y nos puede dar artefactos similares a un TEP, su flujo depende de la presión del tórax, y aumenta dramáticamente ante la inspiración profunda (efecto valsava) por eso la angioTAC torácica debe realizarse con instrucción de apnea en volumen corriente y específicamente NO en inspiración profunda, a diferencia del TC de pulmón <sup>4,5,6</sup>.



**Figura 2:** La figura 2 muestra la circulación sanguínea (equivalente al recorrido que efectúa el M.C endovenoso) desde las cavidades cardíacas a la circulación sistémica: Del ventrículo derecho la sangre es expulsada al tronco de la arteria pulmonar, desde las arterias pulmonares pasa al capilar pulmonar y a las venas pulmonares, desde donde llega a la aurícula y el ventrículo izquierdo, posteriormente es expulsada a la aorta torácica; luego se distribuye por las arterias y lechos capilares sistémicos y es drenada a las venas para volver a la aurícula derecha, pero esta vez por las cavas superior e inferior.

Desde las arterias pulmonares el MCY pasa a los capilares pulmonares (perfusión) y a las venas pulmonares, desde donde llega a la aurícula y al ventrículo izquierdo y es expulsado a la aorta torácica; luego se distribuye por las arterias y lechos capilares sistémicos y es drenado a las venas para regresar a la aurícula derecha, pero esta vez por las venas cavas superior e inferior y de manera mucho más uniforme que en su primer paso. Este ciclo se repite homogenizando la cantidad de contraste en todo el volumen sanguíneo, al mismo tiempo que comienza el MCY a transitar a los tejidos (espacio extracelular) y, por ello, a decaer rápidamente la concentración en sangre.

Debido a la concentración homogénea del contraste en esta fase de recirculación (fig. 3), es el momento ideal para confirmar o descartar trombos en cavidades de flujo lento, como la orejuela izquierda, las cavidades cardiacas derechas, la vena cava inferior, otros vasos venosos y también eventualmente en aneurismas. En consecuencia con lo mencionado, si hay sospecha de un trombo cavitario, se debe planificar una fase tardía de adquisición, cercana a los 60 segundos para trombos cavitarios cardiacos y a los 90 segundos para vena cava inferior.<sup>7,8</sup>



**Figura n° 3:** Se muestra el efecto de primer paso y posterior contribución de la recirculación a la mejora del peak de contraste arterial. Se observa la influencia de la cantidad de contraste utilizado, flujo y duración de la inyección. Así por ejemplo se aprecia que una inyección de mayor volumen y flujo genera un peak UH mayor en primer paso y recirculación, y que una inyección larga (por tanto de mayor volumen) mejora en mayor medida los parámetros anteriores.

Un estudio reciente ha intentado generar modelos para la distribución del Medio de Contraste desde su inyección en un vaso venoso periférico. La figura n° 4 es una ilustración de un modelo de cinco dimensiones a tiempos discretos después de la administración del material de contraste. Los valores de vóxel de órgano (barra de color) en la figura, reflejan la concentración de yodo en diferentes puntos temporales del modelo (masculino, 70,5 kg de peso, 168 cm de altura)<sup>17</sup>.

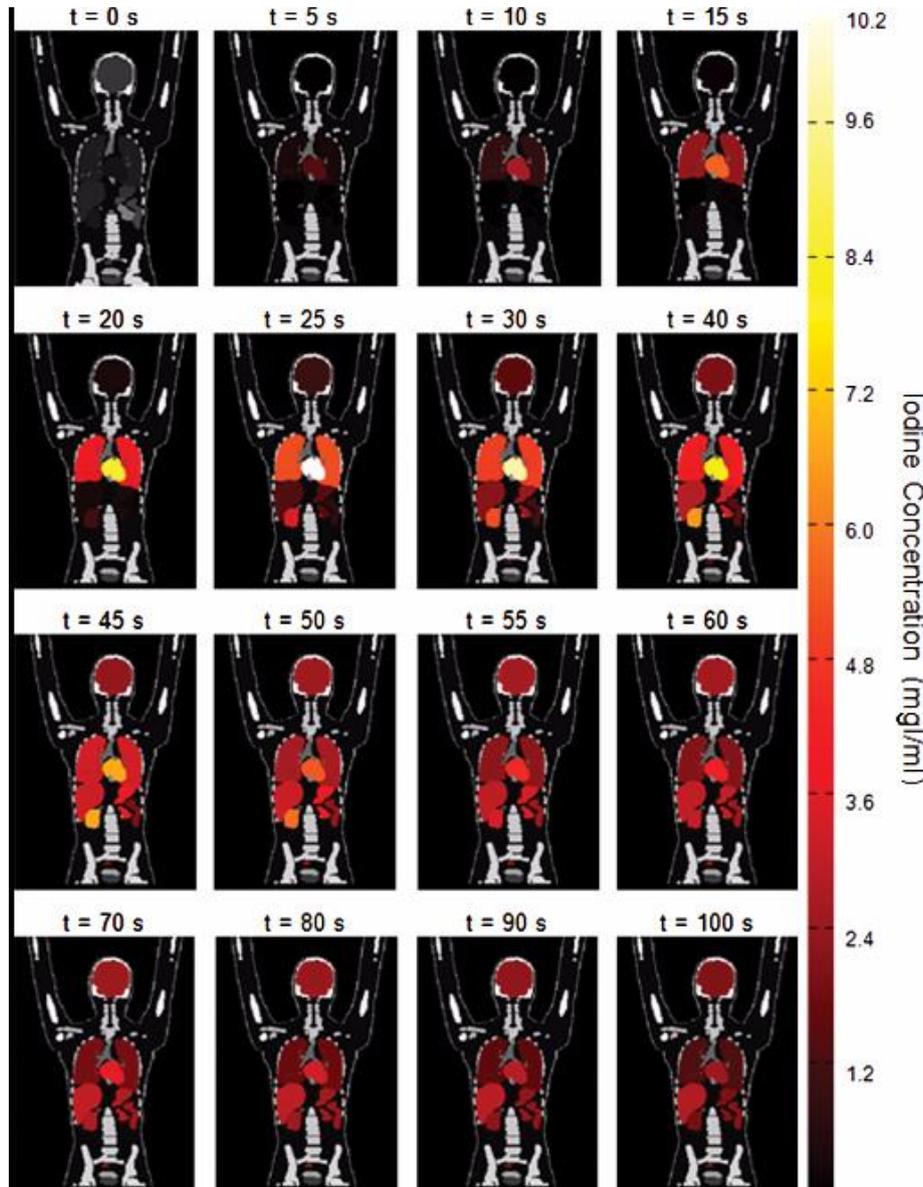


Figura n°4: Las imágenes coronales muestran la distribución del material de contraste a lo largo de un modelo XCAT de cinco dimensiones sometido a un protocolo de inyección unifásica de 125 ml de agente de contraste (320 mg de yodo por mililitro [mgI / ml]) a los 5 ml/seg. en los primeros 100 segundos después de la inyección. Se observa la distribución del MCY a través de los diferentes órganos y la homogeneización en la concentración de yodo (que en la imagen topográfica se refleja como valores de UH) en la medida que avanza el tiempo desde el inicio de la inyección. (Sahbaee P, Segars P, Marin D, y cols. 2017, Radiology, 283:3)

Los resultados del tiempo de concentración de yodo obtenidos del cerebro, del corazón, del pulmón, del hígado, del estómago, del bazo, del páncreas, del intestino delgado, del intestino grueso y del riñón se ilustran en la figura n°

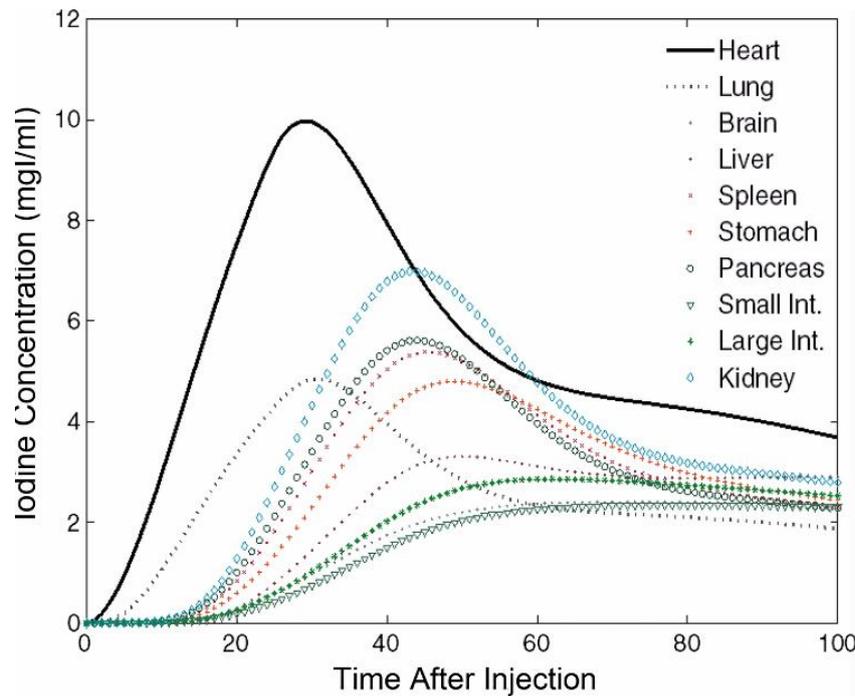
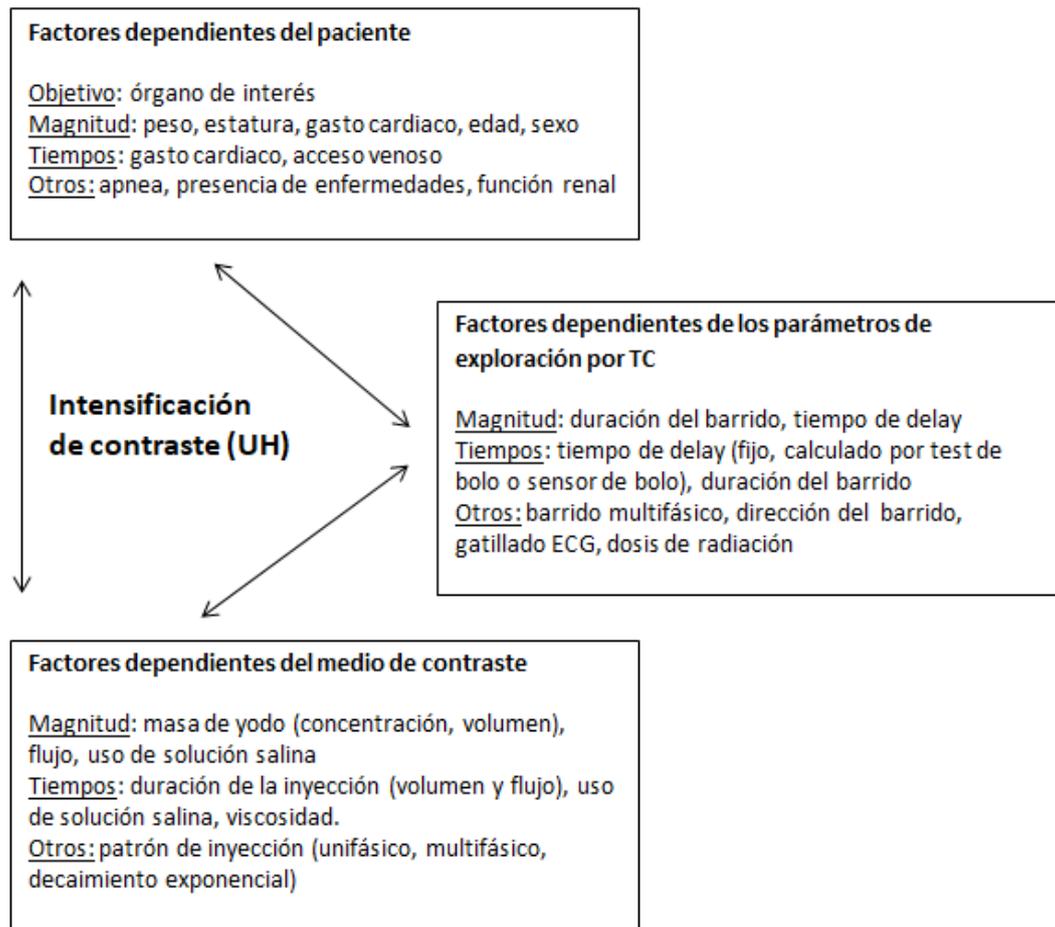


Figura n°5. El gráfico muestra curvas de concentración de yodo para diferentes órganos utilizados para actualizar el material del órgano en particular en función del tiempo en el modelo XCAT masculino. mgI / ml = miligramos de yodo por mililitro. (Sahbaee P, Segars P, Marin D, y cols. 2017, Radiology, 283:3)

## 2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA CONCENTRACIÓN DE CONTRASTE ALCANZADA EN LOS DIFERENTES TERRITORIOS (ESPECIALMENTE INTRAVASCULAR): EL PACIENTE

Los factores dependientes del paciente y del medio de contraste están altamente interrelacionados, y todos contribuyen a la distribución de medio de contraste después de la inyección y la mejora en la intensificación; algunos son más influyentes sobre la magnitud, mientras que otros lo son en el patrón temporal de mejora del realce.



**Figura 4:** Factores implicados en la mejora del realce del medio de contraste.<sup>7</sup>

## 2.1 Factores relacionados con características fisiológicas y fisiopatológicas del paciente

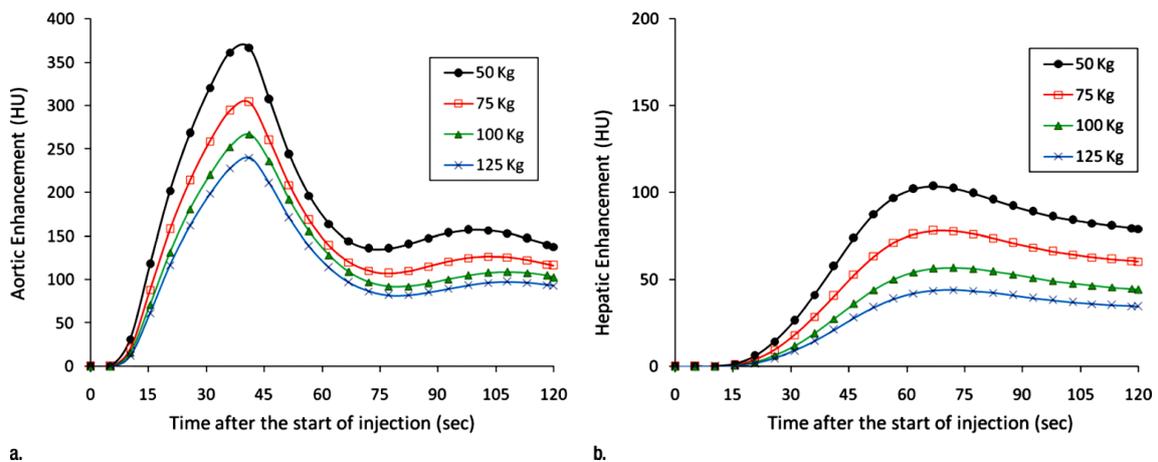
Los factores más importantes relacionados con el paciente, que afectan el realce de contraste, son **tamaño corporal (peso y altura)** y **gasto cardíaco (tiempo de circulación cardiovascular)**. Otros factores menos influyentes incluyen edad, sexo, acceso venoso, función renal, enfermedad hepática, hipertensión portal, hipertensión arterial, diabetes y varias otras condiciones patológicas.

### 2.1.1 Peso corporal – Área de superficie e Índice de masa corporal

El factor más importante relacionado con el paciente, que afecta la magnitud del realce de contraste vascular y parénquima, es el peso corporal. Este efecto puede describirse sobre la base de la asociación del peso del cuerpo con el volumen de sangre, considerando, que los pacientes grandes tienen mayores volúmenes de

sangre que los pequeños, y que, por tanto, el medio de contraste administrado se diluye más en los primeros, resultando una concentración de yodo reducida en la sangre y menor realce de contraste.

Si inyectamos una cantidad de contraste igual y a la misma velocidad en distintos pacientes, el realce cambia proporcionalmente con el aumento de peso del paciente (Fig 6). Es por esto que **la cantidad de medio de contraste debe ajustarse al peso**. Un paciente de mayor peso requiere más cantidad de yodo que un paciente de menor peso, para lograr la misma magnitud de realce.



**Figura n° 6:** Se muestran curvas de intensificación de contraste (UH) de aorta (a) abdominal y (b) hígado basado en un hipotético hombre adulto (30 años de edad, altura 170 cm) y diferentes pesos corporales (50, 75, 100 y 125 kg) que se sometieron a inyección de 125 mL de medio de contraste (350 mg de yodo por mililitro) a 4 mL/seg. Se observa que las magnitudes de mejora del realce de contraste en aorta e hígado son inversamente proporcionales al peso corporal.

Los esquemas más utilizados para calcular la cantidad de yodo de acuerdo al peso corresponden a una escala lineal de 1:1 (por ejemplo, duplicar la masa de yodo cuando duplica el peso corporal del paciente). Sin embargo, esta linealidad directa puede no proporcionar un ajuste preciso de la dosis requerida de medio de contraste para el tamaño corporal, especialmente en niños y pacientes obesos. Esto, ya que, la grasa corporal es menos vascularizada que los músculos y órganos viscerales y por tanto, se reduce la contribución para dispersar y diluir el medio de contraste en la sangre. Así, el 1:1 lineal puede causar sobreestimación de la cantidad de medio de contraste en pacientes obesos.

Para superar esta limitación de la dosis de yodo de 1:1 lineal basada en el peso, se propusieron otros parámetros de tamaño del cuerpo como el “peso corporal magro” y “área de superficie corporal”, aun cuando son poco aplicables a la realidad diaria.

La razón para considerar el “peso corporal magro” y “área de superficie corporal” cuando prescribe una dosis de medio de contraste, es que un paciente obeso tiene una alta proporción de grasa corporal y un volumen de sangre relativamente pequeño y proporcionalmente un pequeño compartimento extracelular. Como resultado, cuando la dosis de yodo es estimada aumentándola linealmente en

proporción al peso corporal, en el caso de pacientes obesos, el realce de contraste resultante puede resultar mayor que el obtenido en pacientes no obesos y que reciban una dosis de yodo determinada con la misma proporcionalidad lineal de peso corporal. Para la obtención de imágenes TC de pacientes muy obesos, deben considerarse otros factores, como gran cantidad de grasa subcutánea y visceral que podría causar una dispersión del haz de rayos X con profundo deterioro de la calidad de la imagen y por tanto, reducir la capacidad de diagnóstico, particularmente en aplicaciones abdominales. Así, la dosis de yodo administrada deba ser mayor para adquisiciones abdominales que por ejemplo para segmentos torácicos.

### 2.1.2 Altura

Si bien se han realizado numerosos estudios sobre el efecto del peso corporal en el realce de contraste, el efecto de la altura no ha sido estudiado de igual forma.

La correlación entre la altura y el peso es más fuerte con pesos inferiores a 80 kg, pero más débil en los pacientes más pesados, esto porque el peso tiende a aumentar independientemente de altura en pacientes con obesidad. Esta correlación no lineal y el hecho que el rango de variación de altura es más estrecho que el del peso en pacientes adultos, probablemente explican por qué el efecto de la altura en el realce de contraste es menor que el del peso. Sin embargo, para determinar precisamente el volumen óptimo de medio de contraste, no sólo el peso corporal, sino también la altura y grasa corporal deben tenerse en cuenta.

Se han sugerido diversas fórmulas para el cálculo del volumen de medio de contraste considerando los parámetros antes mencionados, una de ellas es la fórmula de Boer que en un estudio reciente se ha recomendado en el caso de pacientes obesos <sup>22</sup>.

$$LBW_{male}^{Boer} = (0.407 \cdot W) + (0.267 \cdot H) - 19.2$$

$$LBW_{female}^{Boer} = (0.252 \cdot W) + (0.473 \cdot H) - 48.3$$

*W: peso en kg*

*H: altura en metros*

En el siguiente ejemplo, el medio de contraste de 350 mg/dl se administró por vía intravenosa a través de un acceso intravenoso antecubital de calibre 18 G, utilizando un inyector automático de doble jeringa a un flujo de 4,5 ml /seg seguido de 50 ml de solución salina a la misma velocidad de flujo. Cada paciente recibió 0,7 g de yodo [gI] por kg de LWB. El valor resultante se dividió posteriormente por la concentración de MC para obtener el volumen exacto de MC que se inyectará, de la siguiente manera:

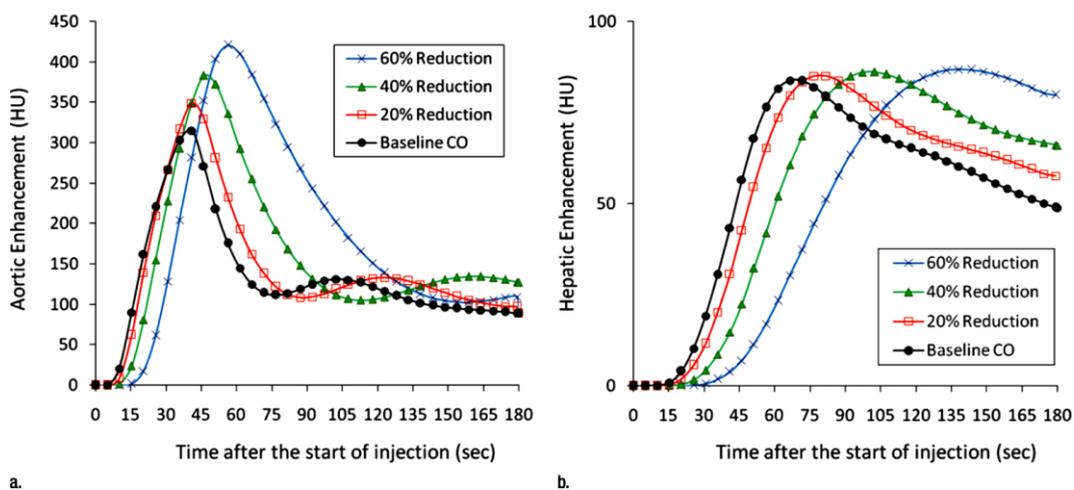
$$CM_{\text{volume(ml)}} = \frac{0.7 \cdot LBW}{350} \cdot 1000$$

### 2.1.3 Gasto cardíaco y circulación cardiovascular

El factor más importante relacionado con el paciente, que afecta el tiempo de realce de contraste es el gasto cardíaco (cantidad de sangre eyectada por el corazón por minuto) y la circulación cardiovascular. En varios estudios se ha manifestado la existencia de una correlación negativa entre edad y gasto cardíaco <sup>17</sup>.

Cuando se reduce el gasto cardíaco, disminuye la circulación del medio de contraste, por tanto, el bolo de material de contraste llega lentamente y también se lava lentamente, resultando un retardo en la llegada del bolo de material de contraste y un retardo en el peak arterial y parenquimatoso (Fig 7). El tiempo de llegada del bolo de material de contraste y el tiempo de peak de contraste en todos los órganos son factores altamente correlacionados y proporcionalmente lineales a la reducción en el gasto cardíaco.

Así, cuando el tiempo de la exploración TC es fundamental para obtener una buena calidad de las imágenes, el tiempo de retardo para peak de contraste (más conocido como delay) debe ser individualizado para cada órgano utilizando una técnica automática de seguimiento de bolo o test de bolo.



**Figura nº 7:** Se muestran las curvas de realce de contraste de la aorta (a) abdominal e (b) hígado basado en un hipotético varón adulto (peso, 70 kg 30 años de edad; altura 170 cm) sometidos a inyección de 125 mL de agente de contraste (350 mg de yodo por mililitro) en 4 mL/seg. Un conjunto de curvas de realce de contraste aórtico y hepático fue generado por reducir el gasto cardíaco de base (CO) por 20%, 40% y 60%. Con un gasto cardíaco reducido, el bolo de material de contraste llega lentamente y se lava también lentamente, resultando un mayor retardo en la llegada del bolo de contraste. Sin embargo, un gasto cardíaco disminuido también implica menor distribución del MCY y por tanto la mejora en el realce arterial,

*hepático y parenquimatoso, en relación con un paciente de iguales características, pero de gasto mayor cardíaco es igualmente mayor. Se entiende entonces que en el caso de un paciente con un gasto cardíaco normal el peak de realce ocurre de forma más temprana pero las UH serán inferiores, si se comparan ambos casos.*

Por otro lado, un aspecto igualmente importante, es que la eliminación más lenta de medio de contraste, debido a la reducción del gasto cardíaco se traduce en una prolongada mejora del realce de contraste, tanto arterial como parenquimatoso (Fig.7).

Un efecto dramático, en la captación de contraste se observa cuando ocurre una reducción aguda de la circulación, esto se puede observar en pacientes con shock hipovolémico e hipotensión sistémica. Las imágenes CT con contraste en estos pacientes muestran un intenso y persistente realce de contraste en los vasos sanguíneos y órganos altamente perfundidos, como el riñón y la pared del intestino. Al respecto, se ha demostrado que la mejora en el realce de contraste en la arteria coronaria aumenta con la reducción del gasto cardíaco y el volumen sistólico, pero no se asoció con la frecuencia cardíaca o fracción de eyección. Por otro lado, otros estudios informaron que se logra mejora de realce de contraste en la arteria coronaria (10%) y retraso del peak (por 4 segundos) utilizando el  $\beta$ -bloqueante que se indicó para reducir la frecuencia cardíaca en CardioTC. En un estudio más reciente se observó que los pacientes con miocardiopatía mostraron un aumento del tiempo de llegada de contraste al sitio de interés, sin un peak de realce claro, en comparación con pacientes con función ventricular izquierda normal.

Como se ha señalado, un gasto cardíaco reducido aumenta la magnitud de los peaks de realce aórtico y parenquimatoso, sin embargo, la tasa de aumento de realce es significativamente distinta entre aorta e hígado, pues en este último la mejora es baja (Fig.7).

El realce renal aumenta considerablemente también con un gasto cardíaco reducido, debido a que este órgano tiene una alta densidad capilar por volumen de órgano y porque el medio de contraste se excreta lentamente cuando existe disminución del gasto cardíaco.

Además de la variación individual de cada paciente en cuanto a función cardíaca, la coexistencia de trastornos vasculares, tales como la presencia de estenosis vascular o aneurismas puede afectar sustancialmente el tiempo de realce de contraste, sobretudo en territorios vasculares periféricos. Una amplia gama de tiempos de tránsito medio (tiempo de llegada de contraste desde su administración periférica al sitio de interés) se han reportado para estudios de aorta abdominal (14-32 segundos; mediana, 18 segundos) y de la aorta a las arterias pedias (6-39 segundos; mediana, 15 segundos). Las grandes variaciones en el flujo sanguíneo periférico que afectan al bolo de contraste logran que sea difícil determinar un retraso de la exploración precisa basándose en la llegada del medio de contraste a la aorta ascendente. Con una velocidad de adquisición rápida, el bolo de contraste puede ser incluso superado por la adquisición en TC y el movimiento de la mesa, dando como resultado un realce insuficiente en las arterias distales.

#### **2.1.4 Otros aspectos influyentes**

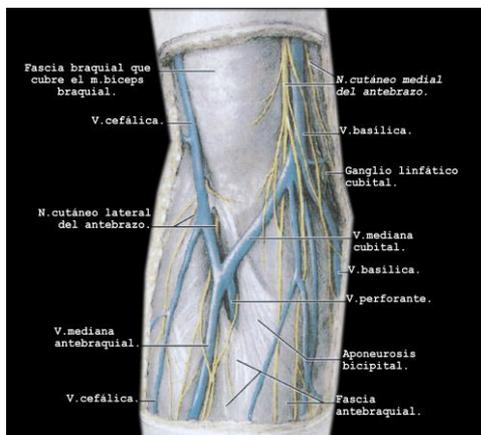
Otros aspectos como patologías o afecciones que puede presentar un paciente, generarán alteraciones en su dinámica vascular, afectando la inyección de MC, por tanto la anamnesis efectuada previamente a la realización de un examen puede entregar información relevante para la planificación de la inyección.

En un estudio muy reciente efectuado por Almutairiy cols. <sup>14</sup> en TC de doble energía, se determinaron 4 aspectos que influyeron significativamente, en los tiempos de exploración, dos correspondieron a patologías relativamente comunes como hipertensión y diabetes, y dos a condiciones como mayor edad y peso. En el caso de los pacientes hipertensos sus tiempos de exploración fueron más cortos que en los pacientes no hipertensos observándose diferencias promedio de 1 segundo, lo cual podría resultar importante en equipos muy rápidos. En el caso de los pacientes diabéticos su tiempo de exploración fue más extenso que el de los no diabéticos, existiendo diferencias de casi 2 segundos. En cuanto a la edad se observó una reducción de tiempo de exploración por cada año que pasa (0.038 seg), y en el caso del peso, cada kilogramo adicional produjo un aumento de 0,47 segundos. Los datos anteriores fue factible obtenerlos comparando las diferentes atenuaciones obtenidas en el grupo de estudio, y puede ser interesante tenerlos en consideración como una variable más a tomar en cuenta cuando efectuamos una inyección de MC.

### 3. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA CONCENTRACIÓN DE CONTRASTE ALCANZADA EN LOS DIFERENTES TERRITORIOS (ESPECIALMENTE INTRAVASCULAR): LA INYECCION

#### 3.1 Sitio de acceso venoso periférico

Los tiempos de tránsito medio y el peak de realce de contraste se verán afectados por la elección de los puntos de acceso de la vía intravenosa. Las venas de la fosa cubital son el sitio de acceso venoso más común y preferido para la administración de medio de contraste intravenoso (preferiblemente la vena basilica cuyo drenaje es directamente en las venas axilares y braquiocefálicas) sobre este aspecto es necesario resaltar que existe más de un tipo de distribución venosa en la zona (4) (Fig.8)



*Figura n° 8: Venas de la fosa cubital: formación venosa Tipo I.*

Aparte de las venas periféricas, el acceso venoso central ha sido cada vez más utilizado para la administración de agentes quimioterapéuticos u otros medicamentos. En cuanto a la administración de medios de contraste la seguridad y la eficacia de la inyección venosa central se ha investigado ampliamente, y si bien es cierto, a través de este acceso y debido a una menor distancia de recorrido para el bolo de contraste se acorta el tiempo para el peak de contraste y mejora el realce en comparación con la inyección vascular periférica, en general este tipo de catéteres no están diseñados para los caudales típicos de inyección de contraste utilizados en TC multidetector.

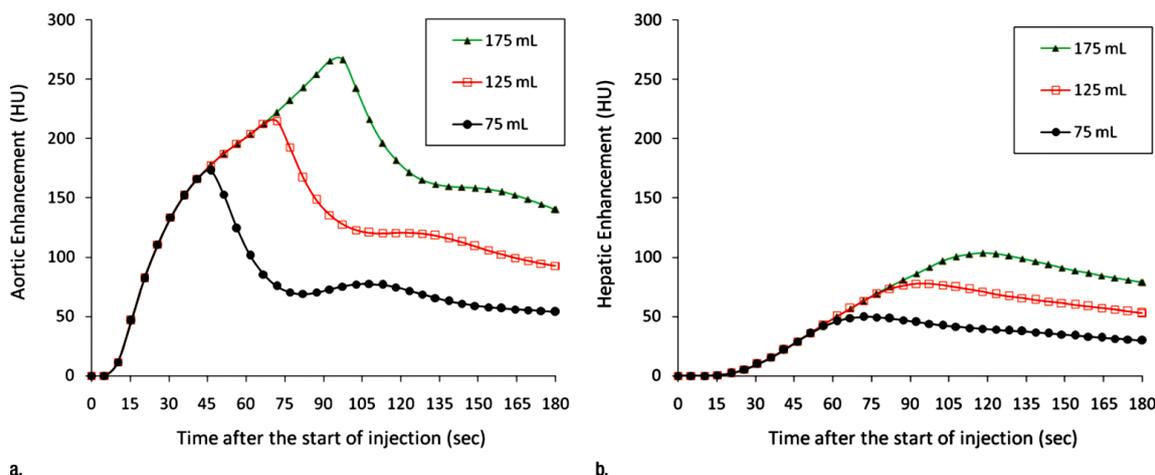
Para las inyecciones periféricas se usan en algunas ocasiones las venas del antebrazo o la mano. Sin embargo, debido a su pequeño tamaño estas venas no son adecuadas para catéteres intravenosos de gran calibre necesarios para estudios de angio TC con inyecciones de un flujo elevado y alta concentración de yodo. Por lo tanto, las inyecciones a través de estos sitios más distales a la vena antecubital se realizan generalmente a flujos menores y se someten a una mayor dispersión del bolo de material de contraste, lo que conlleva finalmente un menor realce. En comparación con una inyección en la vena antecubital, el realce de contraste se puede retrasar 2-4 segundos con una inyección más distal y adelantarse 4-6 segundos con una inyección venosa central. Además, la inyección a través del brazo izquierdo puede estar sujeta a una mayor dispersión y con un flujo más lento debido al estrechamiento de la vena braquiocefálica en algunos pacientes.

### **3.2 Uso de Peripherally inserted central catheters (PICC)**

Los PICC que son inyectables, están claramente marcados como "power injection" y tienen un flujo máximo impreso en la luz del catéter o en el centro mismo. (habitualmente 5ml/seg con 300 psi ) Pueden ser utilizados por un(a) profesional capacitado(a), y sólo deben usarse de acuerdo con las pautas del fabricante.

### **3.3 Duración de inyección**

Equivale al tiempo transcurrido desde el comienzo hasta el término de la inyección o, alternativamente, puede definirse como el volumen medio de contraste, dividido por la velocidad de inyección. Este factor afecta tanto a la magnitud del realce como al tiempo de peak de contraste. Una inyección larga (sin reducir la velocidad de inyección) se traduce en la administración de un volumen de contraste mayor y, por lo tanto, aumenta proporcionalmente la magnitud de realce vascular y del parénquima (Fig. 9). La duración de la inyección apropiada es determinada por las condiciones de exploración y los objetivos clínicos de la exploración. La duración de la inyección para estudios angiográficos debe prolongarse durante el tiempo que dure la exploración tomográfica o bien hasta un 75% del tiempo de barrido, ello para mantener un realce homogéneo en todas las imágenes. Una inyección que termina prematuramente puede generar un realce insuficiente, al contrario, una inyección innecesariamente larga aporta volumen de MC que no tiene ninguna utilidad diagnóstica y solo aumenta el riesgo de injuria renal o la ocurrencia de reacciones fisiológicas.



**Figura n° 9a - b:** Las curvas muestran aumento del contraste de la aorta(a) abdominal y(b) del hígado basado en un hombre adulto hipotético (30 años de edad, peso, kg 70, la talla de 170 cm) sometido a tres volúmenes (75, 125 y 175 ml) de medio de contraste (350mg de yodo por mililitro) inyectado a la misma velocidad de 2ml/seg. Un volumen más grande requiere una mayor duración para inyectar. Tanto el tiempo de realce como la magnitud de los peaks mejoran con el aumento del volumen de medio de contraste (duración de la inyección).

Los principales factores a considerar para determinar la duración apropiada de la inyección incluyen la cantidad o **volumen de contraste que queremos inyectar** (que a su vez depende del tamaño corporal, peso, patologías de base, el órgano de interés, y el nivel deseado de realce) y **la duración de la exploración**. Cuando se requiere una mayor dosis de medio de contraste, por ejemplo para un paciente obeso mórbido), pero la velocidad de inyección y la concentración de material de contraste no puede ser aumentada (por ejemplo, un paciente con acceso vascular limitado), una inyección larga aporta más dosis de yodo.

En comparación con el realce del parénquima visceral, la determinación de un tiempo de inyección óptimo es más complejo para el realce arterial o angiografía por TC. Esto ya que, el grado de realce de contraste arterial está directamente afectado por la tasa de I (mg/l/s). Por ello, algunas recomendaciones para el cálculo de tiempo de inyección en estudios angiográficos son:

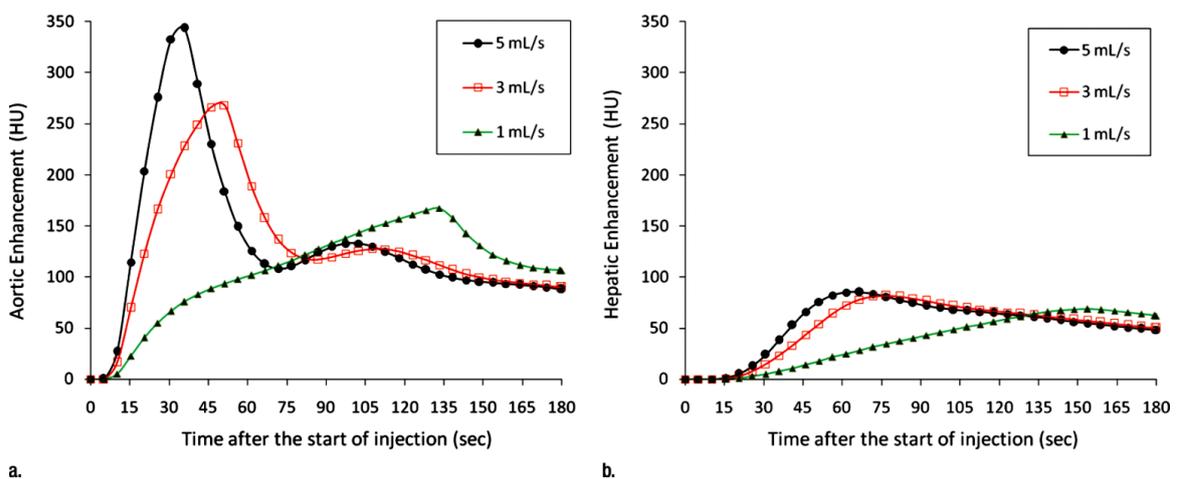
1. Estimar un tiempo mínimo (fisiológico) que permita contrastar adecuadamente la vasculatura en estudio, dicho tiempo tiene que ver principalmente con el tamaño del paciente y en forma secundaria con otros parámetros que puedan afectar la hemodinamia (enfermedad sistémica, enfermedad vascular periférica, etc.). Ello considerando que los TC Multicorte pueden efectuar barridos ultrarrápidos y por tanto es posible que en estos tiempos no se logre contrastar adecuadamente el vaso estudiado.
2. Es fundamental coordinar el tiempo de inyección con el tiempo de duración del barrido que permite el equipo TC utilizado, para estudios angiográficos se recomienda que la **duración de la inyección no sea inferior al 75% del tiempo de scaneo**. Para ello es fundamental determinar en primera instancia

las características de la administración del MC y luego estimar el mejor tiempo de barrido.

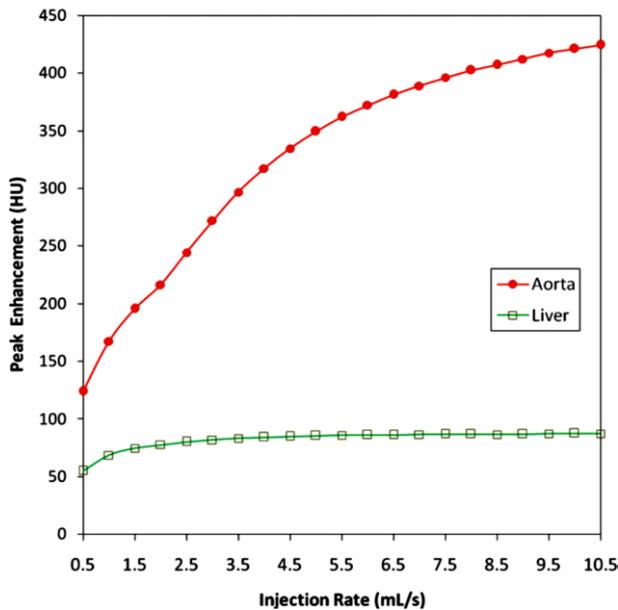
- El realce de contraste para un estudio angiográfico depende principalmente de la tasa de l por segundo, sin embargo, flujos de inyección superiores a 8-10 ml/seg. son poco prácticos y tienen riesgo de extravasación, por ello cuando no es posible aumentar la velocidad de administración o la concentración de M.C, una alternativa es aumentar la duración de la inyección lo que mejora el peak de realce.

### 3.3 Flujo de inyección

El efecto de la velocidad de inyección (ml/seg) en el realce de contraste, ha sido estudiado por diversos investigadores. Cuando la duración de la inyección es fija, una velocidad de inyección mayor incrementa tanto la velocidad de suministro, como la cantidad total entregada de medio de contraste, también da lugar a una mayor magnitud de realce vascular y del parénquima. Por otro lado, cuando la cantidad total de medio de contraste es fija, una inyección más rápida aumenta la velocidad de entrega, pero se acorta la duración de la inyección y el tiempo para alcanzar su punto de máximo realce (Fig. 10). Esta entrega más rápida de un volumen fijo aumenta la magnitud de realce de la aorta y, en menor grado, la magnitud de realce hepático venoso (Fig. 11), este efecto nos explica porque uno de los “pilares” de la angio tomografía (angioTC) es la inyección rápida del MC a un flujo conocido. Un aumento en la velocidad de inyección (hasta 10 ml/ seg) aumenta abruptamente la densidad en la aorta (Fig. 11). Por otro lado, el realce hepático aumenta mucho más gradualmente y es evidente a flujos de inyección más bajos (<3ml/ seg).



**Figura n° 10 a - b:** Se muestran curvas de aumento de realce de contraste en aorta(a) abdominal y(b) en hígado basado en un hombre adulto hipotético (30 años de edad, peso, kg 70, la talla de 170 cm) sometido a un volumen fijo de 125 ml de medio de contraste (350mg de yodo por mililitro) inyectado a 1, 3 y 5ml /seg. A medida que aumenta el flujo de la inyección (ml/seg), la magnitud de los incrementos de realce de contraste también aumenta. Esta tendencia es mucho más pronunciada en la aorta que en el parénquima hepático.



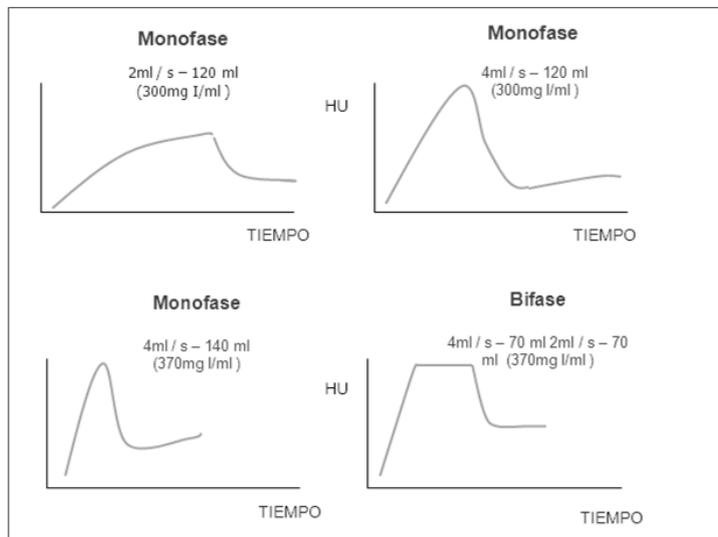
**Figura n° 11:** El gráfico muestra el efecto de la velocidad de inyección del medio de contraste en la magnitud del peak aórtico y hepático.

Un aumento en la velocidad de inyección superior a 8-10 ml / seg no produce un efecto en la mejora del realce, porque la inherente mezcla o dispersión de medio de contraste en el compartimiento central de sangre, amortigua el efecto de las inyecciones rápidas que se propagan a un órgano diana. Además, una inyección rápida puede resultar en un alto reflujo retrógrado de medio de contraste en la vena cava inferior y venas hepáticas, incluso con la ausencia de enfermedad cardíaca derecha.

### 3.4 Configuración de la inyección del bolo de medio de contraste

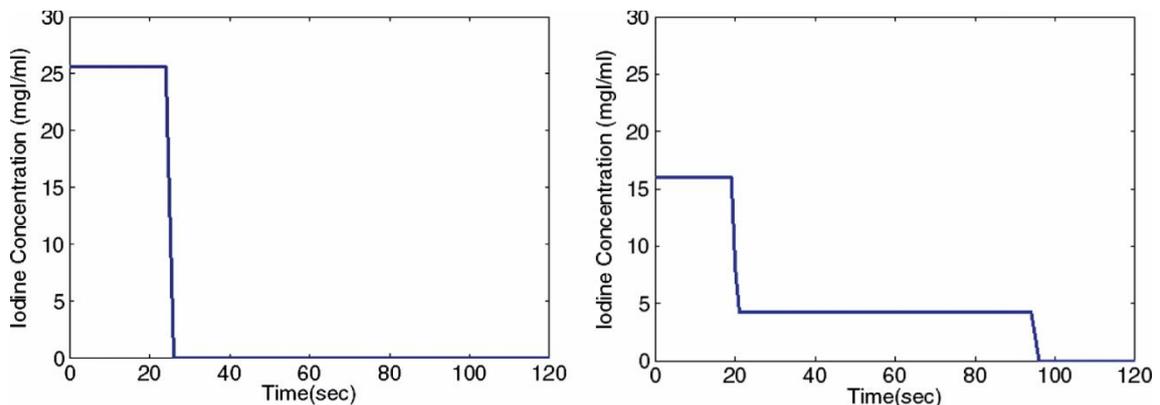
El medio de contraste se administra comúnmente a una velocidad de inyección constante (velocidad de inyección unifásica). La segunda forma más común de efectuar la administración en bolo es una inyección bifásica del tipo: inyección del alto flujo inicial seguida de inyección de flujo medio o bajo. El protocolo de inyección bifásica es útil para prolongar la duración de la inyección y mantener el realce de contraste para TC de territorios más extensos, hoy los equipos multicorte la han hecho menos necesaria pues las exploraciones son mucho más rápidas.

Con inyecciones unifásicas (flujo único y constante), en la curva UH v/s tiempo, se observa un aumento progresivo del realce con un peak pronunciado cercano al término de la inyección seguido por un descenso relativamente rápido. Este patrón de captación se conoce como una "joroba" o "peak" de realce que carece de una meseta. En una inyección de tipo bifásica la curva UH v/s tiempo muestra un aumento progresivo del realce, luego la aparición de un peak producido por el flujo inicial seguido de un segundo peak dado por el segundo flujo. Entre ambos peaks se constituye una curva tipo "meseta" que permite mantener una intensificación homogénea perceptible en la imagen (Fig.12-13).



**Figura n° 12:** La figura 11 muestra un esquema de las diferentes posibilidades de inyección (monfásica y bifásica a diferentes flujos y volúmenes de medio de contraste. (Radiology: volumen 207:647-655, 1998)

Un estudio basado en un modelo matemático para determinar la distribución del medio de contraste en los distintos compartimentos corporales presenta las siguientes curvas de distribución utilizando inyección monofásica y bifásica (Fig.13) <sup>17</sup>.

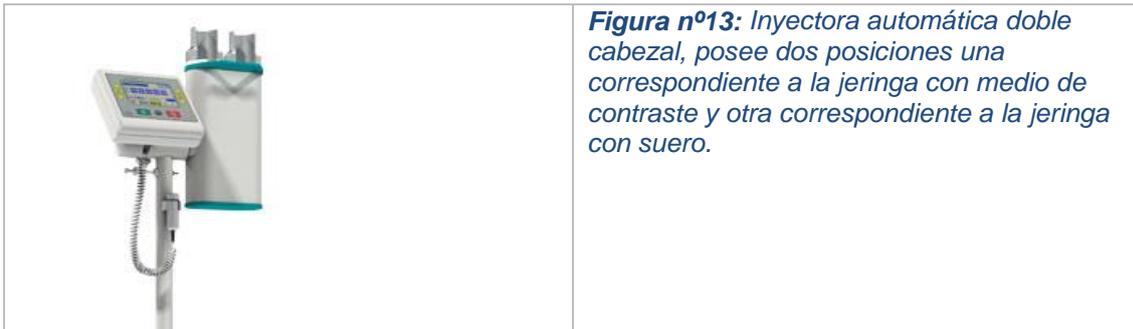


**Figura n°13:** Los gráficos muestran una inyección IV unifásica (izquierda) y bifásica (derecha). La inyección unifásica fue de 125 ml de material de contraste (320 mg de yodo por mililitro [mg/ml] a 5 ml / seg y la inyección bifásica fue de 50 ml del mismo agente de contraste a 2,5 ml / seg seguido de 75 ml a 1 ml / seg. (Sahbaee P, Segars P, Marin D, y cols., radiology, 2017, 283:3.)

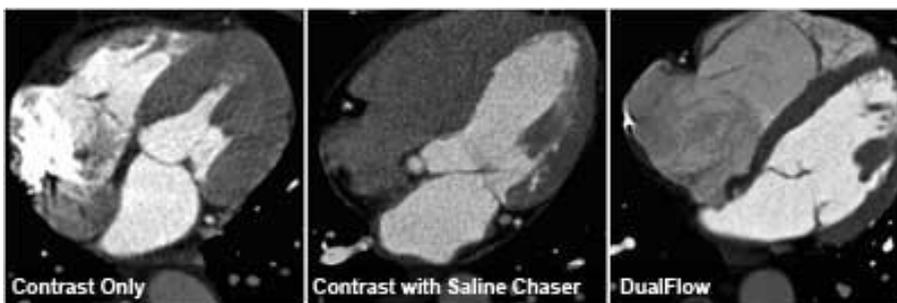
En la introducción del TC multidetector de arterias coronarias popularizó otra forma de inyectar el medio de contraste, se trata de la inyección rápida del contraste seguida de inmediato por una inyección de suero, para obtener una angiografía sistémica en simultáneo a una baja atenuación en el corazón derecho. Para esto se

requiere idealmente una inyectora automática de doble cabezal (fig. 13). Este tipo de inyección tiene otros beneficios como:

1. Compacta el bolo de contraste.
2. Aprovecha el contraste de forma más eficiente, pues arrastra MC acumulado en el trayecto desde el sitio de inyección al corazón.
3. Disminuye los artefactos de “entrada de medio de contraste” como el ocurrido en la vena cava superior.



Igualmente tiene el inconveniente que lava completamente el corazón derecho y las arterias pulmonares, por ello se creó un tercer tipo de protocolos en que se inyecta secuencialmente MC→mezcla suero + MC→suero, este último tipo de inyección entrega un balance óptimo entre buen realce coronario y visualización suficiente del corazón derecho, manteniendo una dosis razonable de contraste (fig. 14-15).



**A** **B** **C**  
**Figura nº 15:** Las imágenes muestran diferentes configuraciones del bolo de contraste. La imagen A se obtuvo inyectando únicamente medio de contraste, la imagen B consideró la

administración de medio de contraste seguida de solución salina, la imagen C muestra esquema de inyección combinada (suero-contraste) a diferentes concentraciones. (Imágenes correspondientes a inyección "dual flow" utilizando inyectora Stellante de MEDRAD)

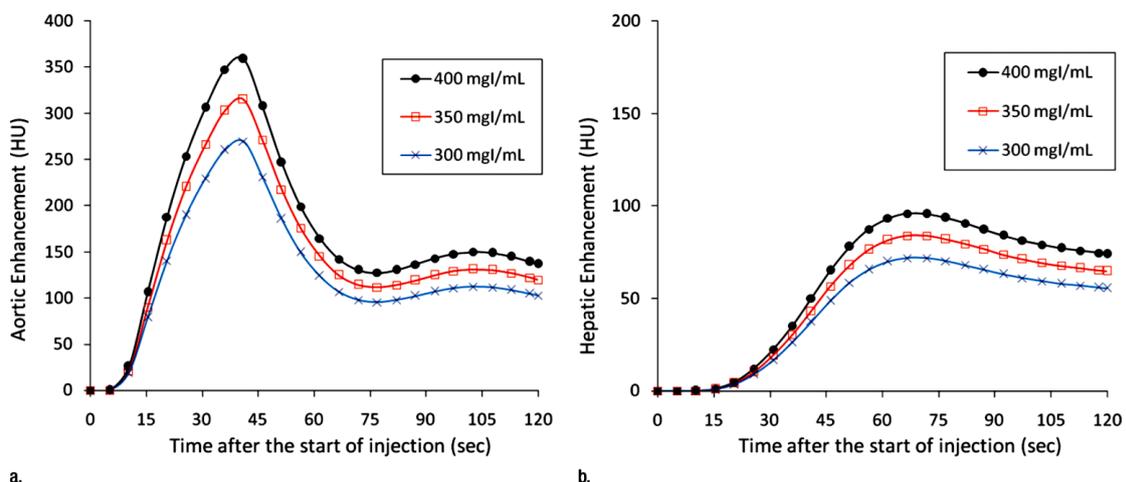
### 3.5 Concentración del medio de contraste

Los medios de contraste yodados utilizables por vía intravenosa están comercialmente disponibles en una amplia gama de concentraciones (entre ellas: 240-320-370-400 mg de yodo por mililitro). La selección de la concentración apropiada del medio de contraste depende de múltiples factores, tales como la disponibilidad del producto, los objetivos clínicos, la configuración del CT, el tipo de inyector, y el costo. Entre los beneficios de una mayor concentración de I se encuentra:

1. Mejora en la pesquisa de lesiones hipervascularizadas
2. Estudios de perfusión de órganos
3. Estudios angiográficos

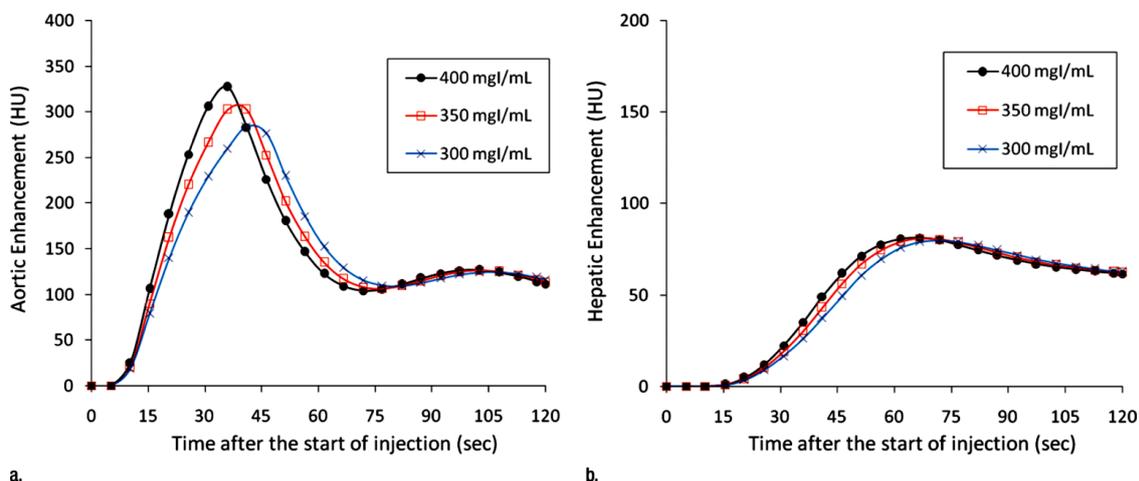
Cuando el volumen, velocidad de inyección y la duración de la inyección del medio de contraste son fijos, un medio de contraste de mayor concentración proporcionará una mayor dosis de yodo, lo cual se traduce en una mayor magnitud de realce de contraste (Fig. 17).

Por otro lado, un menor volumen de medio de contraste con una mayor concentración, inyectado a un flujo fijo da como resultado una entrega más rápida de la masa de yodo por unidad de tiempo y por lo tanto es posible lograr un realce arterial con un mejor peak (Fig. 18). Este efecto es bastante menor en el realce parenquimatoso.



**Figura n° 17 a -b:** Se muestran las curvas de realce del contraste con medios de contraste de un volumen fijo, pero en tres concentraciones diferentes. Las curvas corresponden al realce aórtico(a) abdominal y(b) del hígado basado en un hombre adulto hipotético (30 años, peso, kg 70, la talla de 170 cm) que se sometieron a la inyección de 125 ml de medio de contraste con diferentes concentraciones (300, 350, y 400 mg de yodo por mililitro) en 4ml /seg. El medio de contraste con una concentración más alta proporciona una mayor dosis de yodo, en forma más

rápida y por tanto, resulta en una mayor magnitud de realce de contraste y una ventana temporal más ancha para efectuar la exploración TC en un determinado nivel de realce.



**Figura n° 18 a – b:** Se muestran las curvas de realce, utilizando una masa de yodo fija y tres concentraciones distintas de I, con una inyección tasa fija: Se observa realce de la aorta (a) abdominal y (b) del hígado basado en un hombre adulto hipotético (30 años de edad, peso, kg 70, la talla de 170 cm) sometidos a la inyección de 4-mL/seg de una masa de yodo fijo ( 42 g), manteniendo la tasa de I: 300 mg de I/ ml con 140 ml total, 350 mg de I/ml con 120 ml total y 400 mg de I/ml con 105 ml total. Las curvas de realce aórtico en el tiempo de muestras que el uso de material de contraste de alta concentración se asocia con un mejor realce y un mayor peak aórtico. El efecto a nivel del parénquima hepático es mínimo en este esquema de masa de I fija.

En cuanto al uso de medios de contraste de baja concentración, se han descrito algunas aplicaciones clínicas para ello, por ejemplo, cuando el lavado con solución salina no está disponible. Un estudio informó de que un medio de contraste diluido (150 mg de yodo por mililitro) inyectado a un alto flujo en exámenes de TC torácica generó menos artefactos perivenosos y mayor realce aórtico que un medio de contraste sin diluir (300 mg de yodo por mililitro). Un beneficio adicional de medios de contraste con baja concentración es su baja viscosidad, sobre este último aspecto, es importante de considerar, ya que, la alta viscosidad conduce a la elevación de la presión del inyector.

### 3.6 Vía intraósea de administración de medio de contraste

La vía intraósea permite un acceso rápido para la administración de soluciones y medicamentos en pacientes críticos sin acceso intravenoso. Existe un resurgimiento del uso de la vía intraósea en las últimas décadas secundario a mejoras en el diseño del producto, velocidad de colocación de la vía y baja tasa de complicaciones. Hay dispositivos en el mercado internacional que facilitan la introducción de la aguja en el hueso. Se prefiere la inyección humeral, ya que ha demostrado ser más rápida y tolera mayores tasas de flujo en comparación con el acceso tibial, necesiéndose altas presiones para infundir dado la alta presión del compartimento intramedular. Es posible utilizar esta vía para tomografía computada y resonancia magnética, sin

embargo, los ajustes de presión no están bien estudiados en los seres humanos. Aunque no existen estudios de gran amplitud sobre el acceso intraóseo para la administración de agentes de contraste, varios informes de casos documentan la adquisición exitosa en tomografía computada sin mayores complicaciones utilizando flujos de inyección de hasta 5 ml / seg.

Un estudio publicado este año (mayo, 2019)<sup>21</sup> evaluó la viabilidad de la administración intraósea (i.o) de MC mediante acceso tibial en 24 pacientes comparando calidad de imagen con similares casos de administración endovenosa (e.v).

Los autores analizaron retrospectivamente la calidad de la imagen objetiva (relación contraste / ruido (CNR) y subjetiva (escala Likert de 4 puntos) de los TC después de i.o. En su conjunto los pacientes se sometieron a TC de cerebro, angiografía cerebral y de la vasculatura supraaórtica, TC tórax y abdomen en la fase venosa y angio TC de extremidades inferiores. Las conclusiones del estudio señalan que el acceso i.o es una alternativa segura y adecuada para la inyección de MCY de emergencia en TC. Usando protocolos establecidos se puede lograr una calidad de imagen buena o muy buena, comparable a la administración e.v.

La técnica para el acceso i.o consiste en la identificación de los puntos de referencia anatómicos, y posterior desinfección e infiltración con anestesia local del sitio de punción. La aguja se inserta en la médula ósea generalmente utilizando un dispositivo semiautomático. Se debe realizar una aspiración consecutiva de la médula ósea para verificar la posición de la cánula y la inyección de un bolo de fluido de prueba (por ejemplo, 10 cc de cloruro de sodio). Finalmente, el acceso intraóseo se asegura y la línea de infusión o el inyector de potencia de medios de contraste se pueden conectar de manera similar a un acceso venoso periférico estándar.

En este estudio se administraron flujos entre 4 y 5 ml/segundo sin complicaciones

#### **4. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA CONCENTRACIÓN DE CONTRASTE ALCANZADA EN LOS DIFERENTES TERRITORIOS (ESPECIALMENTE INTRAVASCULAR): PARÁMETROS DE EXPLORACIÓN**

##### **4.1 Factores dependientes del equipo de Tomografía Computada**

Los factores dependientes del equipo TC juegan un papel fundamental, ya que deben coordinarse con la inyección de contraste para coincidir exactamente con los tiempos de máximo realce arterial, venoso o parenquimatoso, dependiendo del objetivo del estudio.

Parámetros de exploración que afectan el realce de contraste incluyen la duración del estudio, dirección de exploración, adquisiciones multifásicas (durante las distintas fases de realce de contraste), tiempo de inicio de escaneo, kilovoltaje, etc.

##### **4.2 Duración Scan, dirección de exploración y exploración Multifásico**

###### **4.2.1 Tiempos de exploración**

Para lograr un adecuado realce de contraste, es de vital importancia conocer la duración de la exploración. Un largo tiempo de barrido probablemente requiera una

inyección de medio de contraste igualmente extensa. Por lo tanto, la información de duración de la exploración afecta directamente la determinación de la duración de la inyección, determinación de volumen de medio de contraste y tasa de contraste.

El tiempo de barrido depende de la velocidad, el tipo y modalidad de la tomografía computarizada y la aplicación clínica. Con un TC multidetector la mayoría de las adquisiciones se aproximan a los 10 segundos de duración, o menos en los equipos de mayor cantidad de canales. Excepciones a esta regla son los estudios angiográficos periféricos, angioTC cardiaca, adquisiciones multifásicas y estudios de perfusión por TC.

Como el medio de contraste se distribuye por todo el cuerpo a través de la circulación sanguínea central, la obtención de una imagen óptima en TC se obtendría teóricamente "siguiendo" el bolo de contraste en su recorrido hacia la circulación periférica, es decir, con un barrido sincronizado con los tiempos de mejor realce de M.C. Alcanzar lo anterior dependerá de las características del equipo TC, específicamente de los tiempos de exploración factibles de lograr. En el caso de TC helicoidal monocorte, o de pocos canales de detección, puede ser difícil el logro de tiempos cortos compatibles con la dinámica vascular general, para lo cual se hace necesario optimizar otros parámetros aparte de los previamente revisados. Para los TC Multicorte ultrarrápidos el problema resulta inverso, exploraciones demasiado cortas pueden no alcanzar a detectar una buena intensificación en sectores más periféricos, como ocurre en el angioTC de EEII.

#### **4.2.2 Dirección de la exploración**

Otro aspecto a considerar, a parte de los tiempos de exploración, es la dirección en la cual se efectúa el barrido (cráneo-caudal o caudo-craneal), lo más lógico es que las exploraciones se efectúen en la dirección del flujo sanguíneo del segmento anatómico u órgano estudiado, esto es especialmente importante en los estudios de angiografía por TC, por ejemplo una AngioTC de arterias carótidas idealmente debiese realizarse en sentido caudocraneal y una AngioTC de abdomen en sentido craneocaudal, la única excepción a la regla podría constituir la AngioTC de Tórax por diagnóstico de TEP en cuyo caso se recomienda efectuar una exploración caudocraneal (de las bases a los ápices), ello pues los émbolos son más frecuentes en los lóbulos inferiores, segmento que también es más susceptible a artefactos por movimiento respiratorio y que, por ende, es conveniente explorar en primera instancia. Un beneficio secundario de la exploración caudocraneal en esta zona, es que el artefacto producido por la entrada del medio de contraste a través de la vena cava superior, se reduce al mínimo cuando esta zona se escanea más tardíamente.

#### **4.2.3 Exploraciones multifásicas**

La gran velocidad de barrido y amplia cobertura de los TC multidetector facilita la adquisición de varias fases bien definidas de captación de contraste y puede mejorar la detección y caracterización de las lesiones en varios órganos como el hígado, el páncreas y los riñones. El logro de la optimización del realce de contraste en una fase específica de un órgano es complejo y requiere la consideración de los distintos parámetros que se han revisado en este texto, dependientes tanto del paciente como del contraste utilizado, por ejemplo, si se requiere efectuar un TC

abdominal a un paciente obeso mórbido a fin de estudiar una imagen hepática, será necesario evaluar sus características propias como: tamaño corporal, gasto cardíaco, sexo, etc. las dependientes del contraste: volumen, flujo, tasa de I, etc. y del equipo: velocidad de scanneo, cobertura, etc. En base a ello es probable que se deba aumentar el volumen de M.C y concentración de éste en relación a lo utilizado en un paciente delgado, así como también evaluar el tipo de TC a utilizar para considerar los tiempos de exploración y en base a ello estimar la forma de inyección de contraste y corroborar que el tiempo de inyección dado por los parámetros de volumen y tasa de yodo sean acordes con los tiempos de exploración.

#### **4.3 Determinación del tiempo de llegada de Material de contraste: Test de bolo en comparación con Sensor de bolo**

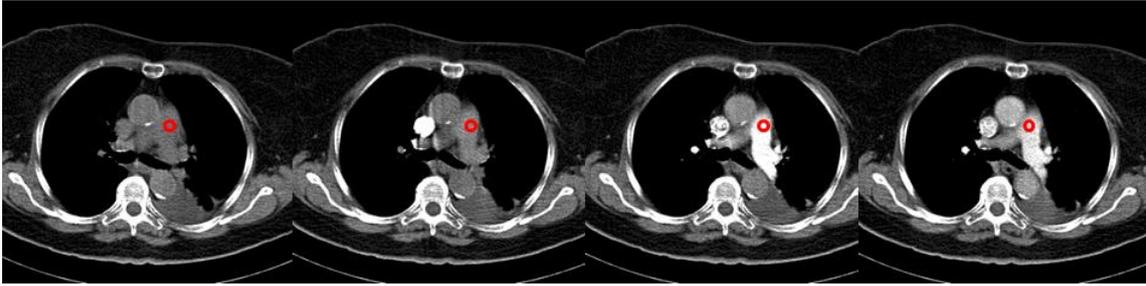
Como se discutió en la sección de factores del paciente, la circulación cardiovascular y/o gasto cardíaco es uno de los factores más críticos en la estimación del tiempo de realce de contraste y, por tanto, debe ser considerado cuando se determina el tiempo de exploración para un paciente particular. Para este propósito, el tiempo de tránsito del bolo de contraste (que está estrechamente asociado con el tiempo de circulación de cada paciente) puede ser calculado con anterioridad a la exploración y, por tanto, considerarse en la determinación del tiempo de exploración de diagnóstico CT, o bien estimarse en tiempo real. Para estos fines existen dos métodos automatizados: Test de bolo y Sensor de bolo, que se utilizan comúnmente para determinar el tiempo de tránsito (es decir, el tiempo de llegada del material de contraste al sitio de interés).

##### **4.3.1 Test de bolo**

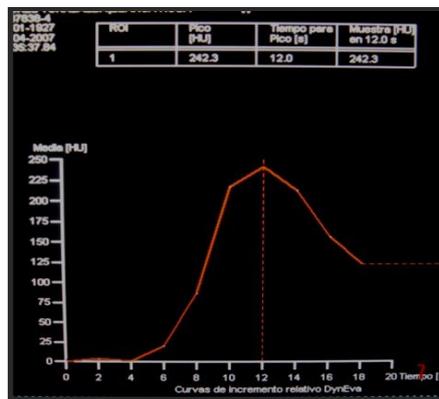
El método de Test de bolo se basa en la inyección de un bolo de prueba con una pequeña cantidad (10-20 ml) de medio de contraste antes de efectuar el examen TC con un bolo de medio de contraste completo. El bolo de prueba y bolo completo se inyecta generalmente a la misma velocidad.

Inmediatamente después o transcurridos segundos desde el inicio de la inyección de bolo, se adquieren múltiples imágenes de baja dosis de radiación, en un mismo lugar anatómico (zona de control de llegada de contraste) en las cuales posteriormente se fija un ROI en el punto donde se desea sensar la llegada del contraste (ej. Arteria Pulmonar) (Fig. 19).

Una curva “realce versus tiempo” es desplegada por el equipo, cuyo peak señala el tiempo al cual se logra el máximo realce (Fig. 20). En los equipos monocorte cuyas exploraciones resultan más extensas, el delay de la exploración es equivalente al tiempo de realce calculado mediante Test de bolo, en los equipos Multicorte cuyas exploraciones son mucho más rápidas algunos autores han propuesto el sumar a este tiempo, un tiempo adicional (“tiempo de diagnóstico”) a fin de evitar que la rapidez de la exploración impida que segmentos distales se contrasten adecuadamente (por ejemplo, angioTC EEII).



**Figura nº 19:** Se muestran imágenes de baja dosis de radiación, adquiridas en un mismo lugar anatómico (zona de control de llegada de contraste). Se ha colocado un ROI sobre el tronco de la arteria pulmonar.



**Figura nº 20:** Curva “realce versus tiempo” es desplegada por el equipo, cuyo peak señala el tiempo al cual se logra el máximo realce. En este caso corresponde a un tiempo de 12 segundos.

Características del método de Test de bolo:

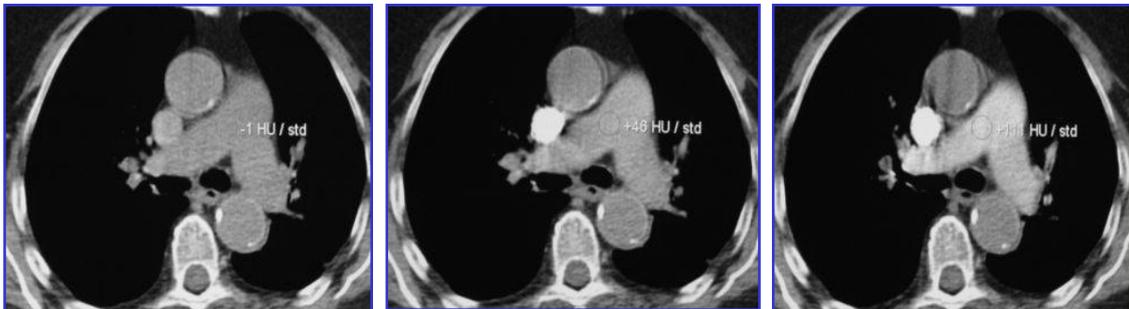
Algunos profesionales prefieren utilizar el método de test de bolo en lugar del método de sensor de bolo, particularmente para exámenes de cardioTC.

1. La inyección utilizando test de bolo ofrece una oportunidad adicional para comprobar la integridad del sitio de acceso venoso y determinar si la frecuencia cardíaca del paciente se mantiene estable o cambia con la contención de la respiración durante la inyección de material de contraste antes de decidir sobre el uso de beta-bloqueantes.
2. Otra situación en la que el bolo de prueba es más apropiado que el sensor de bolo es cuando se realiza una inyección muy corta (inyección <10 segundos), esto, ya que, el realce ocurre con un peak muy estrecho y en este contexto, puede no haber tiempo suficiente en el caso del sensor de bolo para disparar y escanear durante dicho peak de realce.
3. Finalmente, la información que proporciona la técnica de inyección de test de bolo, sobre el tiempo de peak de realce, es crucial para el modelo matemático

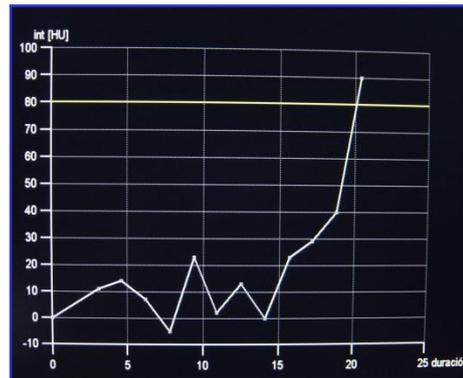
basado en la respuesta individual del paciente de acuerdo a las características cardiovasculares y farmacocinética del contraste, información que luego se puede utilizar para ajustar óptimamente el bolo de contraste en la angiografía por TC.

#### 4.3.2 Sensor de bolo

A diferencia del anterior, el método de Sensor de bolo se basa en la adquisición de imágenes seriadas en un mismo punto durante la administración del bolo completo de medio de contraste, sin una inyección de prueba previa. El seguimiento del bolo comienza con la adquisición de una imagen precontraste a un nivel de referencia seleccionado en el topograma y la colocación de una región de interés en un vaso u órgano en dicha imagen. Luego, comienzan las adquisiciones sucesivas de seguimiento cada 1 o 3 segundos a un nivel de escaneo fijo (Fig. 21-22). El realce de contraste dentro de la región de interés se mide de forma automática en cada imagen y se muestra gráficamente en la pantalla del ordenador TC. Cuando el realce de contraste supera un umbral predeterminado (por ejemplo, 50-150 HU), la adquisición de sensaje termina. La exploración por TC puede comenzar inmediatamente tras la detección del peak de contraste mediante el sensor de bolo, o bien después de un retardo adicional (o retraso diagnóstico), que puede ser programado antes de activar el sensor de bolo, o determinado por el operador en el mismo momento.



**Figura 21:** imágenes seriadas en un mismo punto durante la administración del bolo completo de medio de contraste. Se ha colocado un ROI sobre el tronco de la arteria pulmonar para sensar la llegada del contraste a un umbral UH predefinido (en este caso 80 UH).



**Figura 22:** Curva “realce versus tiempo” desplegada por el equipo durante el sensaje del bolo, muestra el realce de contraste y el inicio de la exploración al alcanzar 80 UH en el ROI.

Características del método de Sensor de bolo:

1. Permite el uso más eficiente del medio de contraste que el método de Test de bolo, ya que este último requiere dos inyecciones separadas de material de contraste y el tiempo implica un examen adicional.
2. El método de sensor de bolo se rige por dos parámetros, el umbral de realce y el retraso postdisparo. Comúnmente se utilizan valores de umbral de realce entre 50-150 HU. Umbrales demasiado bajos (<30 HU) pueden no ser confiables debido a que no pueden diferenciarse fácilmente de las fluctuaciones de artefactos en la medición de la atenuación. Al contrario un umbral demasiado alto (por ejemplo, el hígado > 100 HU o de la aorta > 300 HU) no es práctico, ya que puede tomar mucho tiempo para alcanzar el umbral, lo que resulta en un retraso de la exploración demasiado extenso y con ello la obtención de imágenes no diagnósticas, o bien no es posible alcanzar dicho umbral.
3. Cuando la región de interés es un órgano sólido y no un vaso, la cantidad de medio de contraste administrada debe ser lo suficientemente alta o calculada de acuerdo al peso corporal del paciente para alcanzar un adecuado realce. Cuando la región de interés se controla sobre la arteria para aplicaciones de angiografía TC, los umbrales se encuentran generalmente entre 50 a 150 HU. Un umbral inferior se traducirá en un inicio prematuro de la exploración, por ejemplo con umbral de 50 UH en comparación con umbral de 100 HU existen aproximadamente 2 segundos de diferencia. Un error común cuando se utiliza una técnica de test de bolo es la colocación incorrecta de una región de interés

sobre una estructura no adecuada (por ejemplo, colocar ROI en una estructura no vascular para una angio-TC).

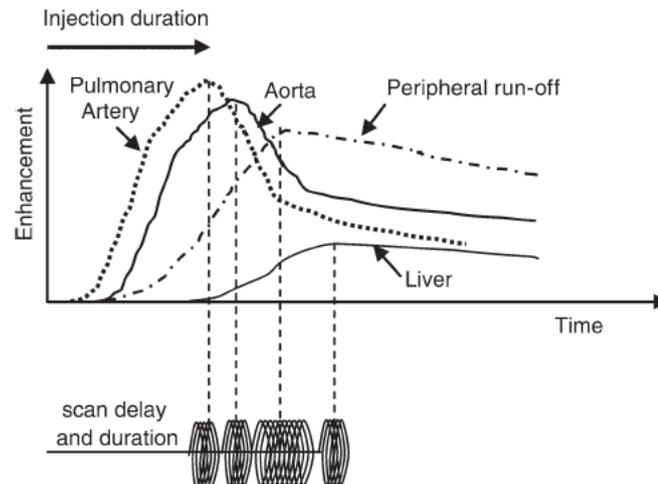
#### 4.4 Retraso de exploración (Scan Delay)

Para lograr la imagen de cada órgano diana en su peak de contraste, el inicio de la exploración TC debe ser retrasado adecuadamente (Fig. 23). Un inicio de scan demasiado prematuro genera una adquisición en un subpeak de contraste, por el contrario en un comienzo muy tardío se pierde el peak de realce.

El retraso de la exploración debe ser determinado teniendo en cuenta tres factores fundamentales: (a) duración de la inyección del medio de contraste, (b) el tiempo medio de llegada de contraste y (c) la duración de la exploración.

Con una inyección de corta duración, los peaks de realce son tempranos y se requiere un pequeño retardo para la exploración por TC. El tiempo de llegada del medio de contraste debe ser calculado para compensar la variación individual de los tiempos de circulación cardiovascular en cada paciente. Así, el tiempo de peak de realce de contraste en cada órgano diana se determina como una función de la duración de la inyección y el tiempo de llegada del contraste desde el sitio de inyección al órgano diana.

Cuando la curva tiempo versus realce adquiere la forma de una curva gaussiana, el tiempo de exploración ideal asegura que el centro de la exploración está en el peak de realce de contraste. Si se conoce el tiempo de peak de realce (por ejemplo, cuando se usa test de bolo) el retraso de la exploración (scan delay) puede estimarse como el tiempo peak de realce menos la mitad de la duración de la exploración (Ec. 4).



**Figura 23:** Tiempo de realce de la curva y el diagrama de retraso de la exploración de los órganos con vías de circulación diferentes. Para la imagen de cada órgano diana en su peak de realce de contraste, la adquisición TC se debe retrasar adecuadamente desde el inicio o la finalización de la inyección del material de contraste. El tiempo al peak de mejora en cada órgano diana se determina como una función de la duración de la inyección y el tiempo de llegada del material de contraste desde el sitio de inyección al órgano diana.

$$T_{DELAY} = T_{PEAK} - (1/2) \times T_{SD} \quad (4)$$

Es evidente a partir de la ecuación (4) que para un tiempo determinado de peak de realce, el retraso de la exploración debe aumentar para las exploraciones más cortas (un delay mayor con un análisis más rápido).

Este esquema empírico de restar la mitad de la duración de la exploración o bien posicionar el punto medio del scaneado en el peak de realce parece razonable y es factible en un TC multidetector particularmente cuando la curva de realce es de forma simétrica (por ejemplo, el realce aórtico obtenido con un inyección corta). La ecuación puede requerir una modificación cuando se utiliza una exploración más lenta y o bien se realiza con una inyección larga de medio de contraste.

En esta situación, el  $T_{SD}$  y el tiempo para alcanzar el punto de máximo realce aumentan, y la curva de intensificación de contraste se amplía volviéndose más asimétrica en su forma. Por lo tanto, para lograr una buena intensificación a lo largo de una exploración por TC, una opción es iniciar la exploración tempranamente restando más de un medio tiempo de duración de exploración, por ejemplo:

$$T_{DELAY} = T_{PEAK} - (2/3) \times T_{SD}$$

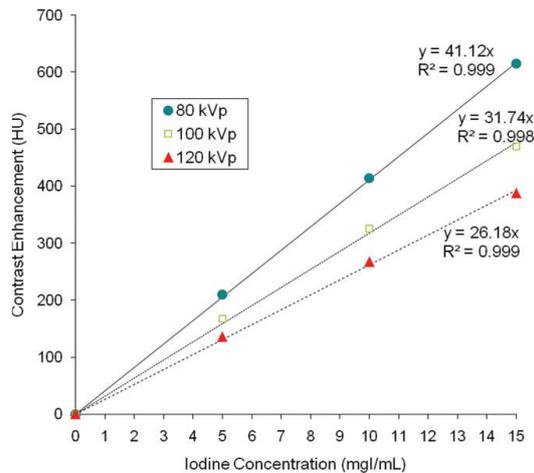
A parte de lo anterior, se han propuesto variedad de formas para calcular el delay, o tiempo de retraso de la exploración.

#### **4.5 Influencia del Kv utilizado: Relación entre concentración de Yodo – Energía de radiación e intensificación de contraste (UH)**

El Yodo inyectado mediante el material de contraste está destinado a un “órgano diana”, en donde provoca una mayor absorción y dispersión de rayos X aumentando el contraste intrínseco.

El grado de mejora de contraste está directamente relacionado con la cantidad de yodo ingresado al sistema (volumen y concentración del M.C), y el nivel de energía de los rayos X (es decir, tensión del tubo).

De manera tal, que la intensificación en el contraste de la imagen aumenta proporcionalmente con la concentración de yodo en el órgano diana y disminuye si aumenta la tensión del tubo (kV). Por ejemplo, a 120 kVp, el aumento de 1mg de yodo por mililitro produce un aumento proporcional de aproximadamente 26 UH en mejora de contraste. A un voltaje menor, sin embargo, esta proporcionalidad aumenta y resulta en una mayor intensificación de contraste con una misma concentración de yodo. La relación entre intensificación de contraste y concentración de yodo también variará entre diferentes tipo de exploraciones pero es típicamente en el rango de 25-30 UH por miligramo de Yodo.



**Figura nº 24:** El gráfico muestra la relación entre la concentración de yodo y la intensificación de contraste (UH) con tres valores de Kilovoltaje. Para un Kvp determinado, la proporcionalidad de intensificación de contraste a la concentración de yodo es casi constante. Un aumento en la concentración de 1 mg de yodo por mililitro produce mejora en intensificación de UH 41.12 en 80 kVp, UH 31.74 en 100 kVp y UH 26,18 a 120 kVp. Así, la utilización de kvp inferiores produce mayor intensificación de contraste para una misma concentración de yodo.

El uso de kilovoltajes bajos entre 80 y 100 Kvp genera mayor intensificación de contraste (UH) que el uso de 120 kVp, esto ocurre porque la energía de salida de rayos X a estos voltajes bajos está más cerca del borde de K de yodo (33 keV). La concentración de yodo de 1 mg de yodo por mililitro se corresponde con una mejora en la intensificación de contraste de aproximadamente 30 UH para 100 kVp y 40 UH para 80 kVp (Fig 24). La mayor atenuación por unidad de concentración de yodo debido al bajo Kvp ayuda a mejorar la intensificación vascular y parenquimatosa, mientras que simultáneamente reduce la absorción de radiación. Por otro lado, investigaciones recientes han demostrado que el uso medios de contraste yodados aumenta el daño por radiación del DNA, por inducción de roturas de doble cadena. Este fenómeno se ha analizado estudiando las modificaciones en las proteínas estructurales de la cromatina, como es el caso de la histona H2AX que es fosforilada rápidamente en la zona próxima a la lesión.<sup>18</sup>

En un estudio efectuado el año 2017 basado en un modelo matemático previo para determinar la dosis de MC en los diferentes órganos, se determinó un aumento de la dosis de radiación del 53%, 30%, 35%, 54%, 27%, 18%, 17% y 24% al corazón, el bazo, hígado, riñones, estómago, colon, intestino delgado y páncreas, respectivamente (fig. 25). El aumento de la dosis biológicamente relevante con respecto a la dosis en un examen de TC no contrastado estaba en el rango de 0% - 18% de aumento para el hígado y 27% para el riñón en 58 modelos de pacientes.<sup>18</sup>

Parameter	Heart		Spleen		Liver		Kidney		Stomach		Colon		Small Intestine		Pancreas	
	Increase	Percentage Increase	Increase	Percentage Increase	Increase	Percentage Increase										
Minimum	0.2	35	0.1	19	0.1	17	0.2	32	0.1	17	0.1	8	0.1	8	0.1	14
Maximum	0.6	53	0.5	30	0.5	35	0.8	54	0.4	27	0.2	18	0.2	17	0.4	24
Mean ± standard deviation	0.4	45 ± 3.8	0.3	25 ± 2.9	0.3	25 ± 3.8	0.5	45 ± 5.6	0.2	22 ± 2.4	0.1	14 ± 2.3	0.1	13 ± 2.0	0.2	18 ± 2.1

Figura n°25. Valores del aumento de la dosis de órgano normalizado de CTDIvol debido a la administración de medio de contraste con respecto a la dosis antes de la inyección. (Sahbaee P, Segars P, Marin D, y cols. Radiology 2017. 283:3)

## 5. UTILIZACIÓN DE PROTOCOLOS “DOUBLE LOW” PARA LA REDUCCIÓN DEL VOLUMEN DE MEDIO DE CONTRASTE

En relación a lo anteriormente planteado y debido a los diversos efectos adversos de las sustancias de contraste, especialmente aquellos relacionados con el detrimento de la función renal, la tendencia actual es a la reducción de los volúmenes MC inyectados.

Una de las alternativas planteadas para esto son los protocolos “double low”, este término hace referencia a aquellos protocolos que utilizan un bajo kV en conjunto con una reducción del volumen de medio de contraste. El uso de un kV más bajo, como se mencionaba anteriormente, privilegia la ocurrencia del efecto fotoeléctrico con lo cual el realce del contraste es mayor y, por tanto, se puede reducir la cantidad de éste con excelentes resultados. Este tipo de exploraciones tienen también un doble beneficio para el paciente: una menor dosis de radiación (recordar que el factor más influyente en la dosis es el kV) y menor riesgo renal por la disminución del volumen de MC administrado.

En un estudio publicado el año 2016 por Zhen Li y cols.<sup>14</sup>, se presentaron los resultados de una revisión bibliográfica sobre el uso de este tipo de protocolos entre el año 2011 y 2015. Los autores encontraron una serie de 37 publicaciones dirigidas a la reducción de ambos parámetros. A continuación algunos ejemplos de las aplicaciones encontradas:

TC Cabeza y cuello: Cuatro de los estudios eran de esta zona, observándose reducción del kV convencional (120 – 140 kVp a 100 u 80 kVp). El peso del paciente es menos relevante en las exploraciones de esta zona, por tanto, es un factor que también contribuye en la disminución de ambas dosis. Los volúmenes de MC administrados se reportan entre 30 y 70 ml.

TC pulmonar: Quince estudios se reportaron en esta región. En TC torácica se efectuaron exploraciones utilizando 100 kVp y 80 kVp para pacientes delgados, con volúmenes de MC inferiores a los habituales (70 – 80 ml). Zhang, informó de un protocolo con 70 kVp combinado con 30 ml de MC, para aplicar a pacientes seleccionados (IMC <23 kg / m<sup>2</sup>) para obtener imágenes de diagnóstico de alta calidad.

TC abdominal: Catorce estudios se reportaron en esta zona considerando exploraciones angiográficas, utilizándose valores de kVp entre 80 y 100 y volúmenes de medio de contraste tan bajos como 30 ml para estudios de aorta o venas profundas. En cuanto a órganos sólidos se reporta el uso de la técnica “double low”, principalmente en hígado y riñones, pero cabe mencionar que los grupos de pacientes corresponden a pacientes asiáticos delgados y de baja estatura, por tanto, es necesario aumentar la casuística para extraer mejores conclusiones.

Asociado a lo anterior cabe resaltar que la técnica de reconstrucción iterativa combinada con el protocolo de baja tensión del tubo puede disminuir el ruido de la imagen, lo que mejora en gran medida la calidad de imagen en los estudios abdominales.

Hay importante cantidad de estudios que han propuesto diversos diseños en relación a la disminución de volúmenes de medio de contraste y de kV, efectuando inyecciones de 50 ml o menos para estudios arteriales craneales y torácicos, logrando imágenes de excelente calidad. La forma de calcular el volumen es variado desde formulas individuales, hasta aquellas que estiman ml por kilo o valores estándares por rango de peso.<sup>19,20</sup>

## 6. OPTIMIZACIÓN DEL USO DE MEDIO DE CONTRASTE EN EQUIPOS TC DE DOBLE ENERGÍA

La utilización de energía dual (Dual-Energy CT (DECT)) es uno de los avances más recientes de la TC multidetector. La principal ventaja de DECT está representada por la descomposición del material estudiado mediante la adquisición de dos series de imágenes simultáneas en la misma ubicación anatómica con uso de diferentes kVp (80 y 140 kVp generalmente). Existen tres formas de lograr doble energía: i) Conmutación rápida del kilovoltaje (GE Healthcare, Milwaukee, WI), ii) TC doble fuente (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) y iii) Detectores sándwich o multicapa (Philips Medical Systems, Cleveland, OH).

Una consecuencia directa del uso de los equipos con doble energía es la optimización del uso del medio de contraste, se han publicado varios informes sobre los beneficios de ello para lograr la reducción de la dosis de MC en la obtención de imágenes de diferentes regiones del cuerpo incluyendo las arterias coronarias, aorta torácica y abdominal, y extremidades inferiores.

Un estudio efectuado por Almutairi y cols.<sup>15</sup> utilizando un TC con conmutación rápida de Kv, experimentó la administración de dos volúmenes diferentes de MC a pacientes que acudían a efectuarse AngioTC arterial periférico; el grupo 1 de rutina recibió una dosis de 1,5 ml/kg de peso corporal y el grupo 2 (grupo de reducción de dosis MC) recibió 0,75 ml/ kg de peso corporal, es decir, se efectuó un reducción del

50% de la dosis de MC. En ambos casos se administró posteriormente 40 ml de solución salina a una tasa de 4 a 5 ml/seg. El resultado de esta investigación demostró que efectivamente la dosis de MC se podría reducir en un 50% sin comprometer la visualización vascular. Además la selección de una determinada energía en este caso 65 Kv resulto la más adecuada, por dar como resultado la mejor atenuación vascular y el menor nivel de ruido.

Otro estudio efectuado muy recientemente utilizando un modelo porcino <sup>16</sup> con un equipo TC de doble fuente, experimentó la modificación de su protocolo habitual para angioTC abdominal consistente en la inyección de 300 mg de yodo/kg de peso con un flujo de 5 ml/s (tasa de suministro de yodo (IDR) 1,5 g/s), utilizando 120 Kvp, por uno nuevo en donde se ajustó la dosis a 150 mg de yodo / kg usando 70 kV y 210 mg de yodo / kg usando 90 kV. En el ajuste efectuado la IDR se mantuvo constante y el tiempo de inyección se redujo, o bien el tiempo de inyección se mantuvo constante y la IDR se redujo mediante la modificación del flujo o de la concentración del MC. Se obtuvieron curvas de tiempo de atenuación, tiempo peak y aumento del peak para diferentes ubicaciones dentro de la aorta, arterias renales y grandes vasos venosos. Como conclusión se llegó a que el ajuste de la IDR y un Kv bajo es capaz de lograr una mejor atenuación aortica utilizando dosis de MC muy inferiores en relación con lo usado habitualmente. La mejor opción consistió en un tiempo de inyección menor con una IDR constante.

Existen una serie de otras publicaciones sobre este tema, sin embargo es importante mencionar que el sentido de citar los ejemplos anteriores es destacar que una de las ventajas de la utilización de equipos TC con doble energía es justamente la optimización en el uso del MC logrando imágenes de excelente atenuación utilizando bajos kV. Esto es muy relevante desde el punto de vista del cuidado del paciente, ya que, una menor dosis de MC utilizado disminuye la probabilidad de presentar reacciones adversas fisiológicas y/o predecibles (las impredecibles no son dosis dependiente), lo que disminuye el riesgo de injuria renal, el cual aumenta a medida que aumenta el volumen de MC utilizado, incluso en pacientes sin factores de riesgo.

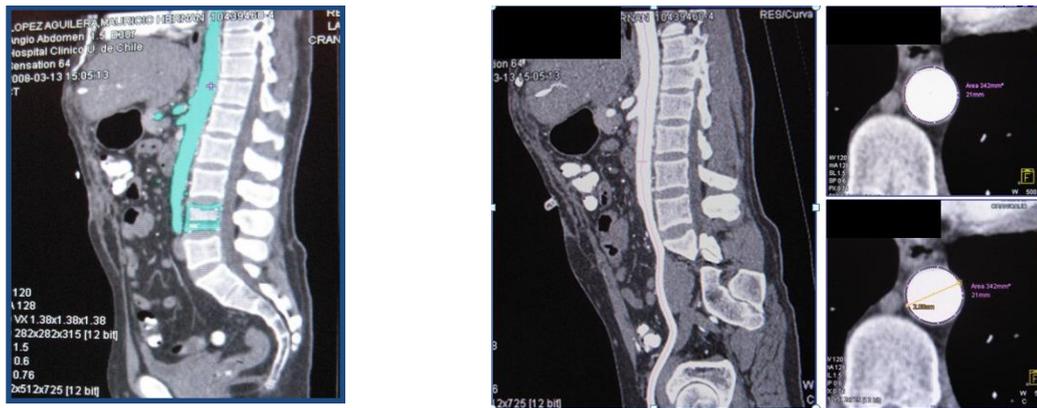
## **¿CUÁL ES LA ATENUACIÓN MÍNIMA PARA CONSIDERAR ADECUADO UN ESTUDIO VASCULAR EN TC?**

Para finalizar este tema, nos parece de suma importancia responder esta pregunta, especialmente considerando que los estudios angiográficos por TC son cada vez más frecuentes, y muchas veces nos vemos en la duda si un estudio quedó suficientemente contrastado en el territorio a evaluar.

Lo primero que hay que considerar es que la atenuación vascular por sí sola no hace que un determinado estudio sea diagnóstico, recordemos que la característica fundamental es la relación señal-ruido, así que para niveles de contraste o atenuación vascular límite, es muy importante mantener un nivel de ruido bajo en la imagen. Por supuesto también importa la presencia de artefactos como el movimiento o las estructuras de alta atenuación perivasculares.

Pero de todas maneras existen cifras que podemos usar como referencia a la hora de evaluar las angioTC. Sabemos que los softwares de reconstrucción son muy importantes para generar las imágenes reconstruidas en volumen, MPR y MPR

curvas, estas últimas muy populares para el diagnóstico vascular avanzado, por ejemplo, de arterias coronarias o aneurismas (Fig.26). Todos los software segmentan el territorio vascular de interés con algoritmos más o menos avanzados, pero que tienen en común la necesidad de un realce vascular suficiente, siendo 220 UH un umbral en que la mayoría de estos software determina lo que es o no es vaso<sup>9</sup>.

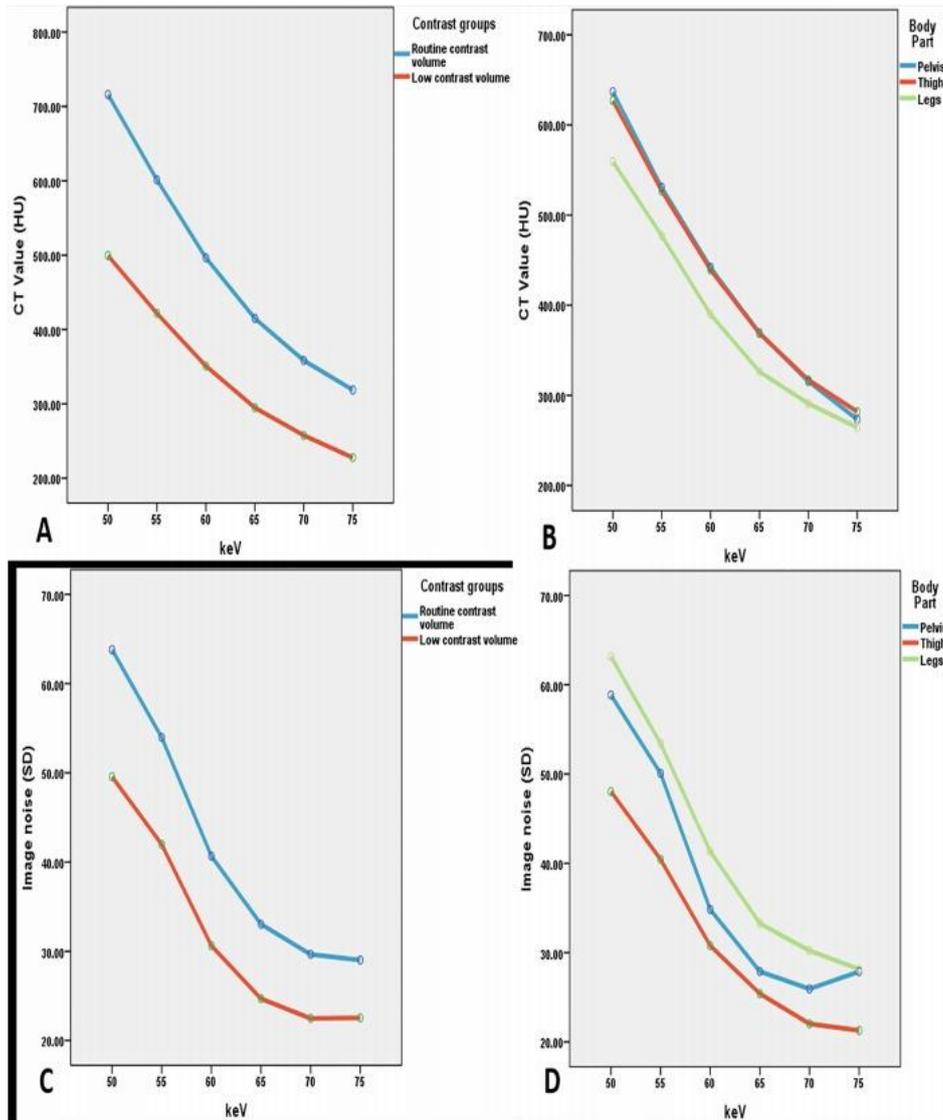


**Figura n° 26:** Se muestra el postproceso de segmentación de la aorta abdominal, el software utilizado reconoce el vaso de acuerdo a sus UH. Posterior a ello permite efectuar reformaciones y mediciones.

Sin duda la aplicación más popular de la angioTC en los últimos 10 años ha sido el estudio de las arterias pulmonares para el diagnóstico de TEP, es por esto que se ha dedicado bastante investigación a determinar el nivel de contraste mínimo para considerar adecuado un angioTC por TEP, y la cifra más aceptada en la literatura es de 250 UH<sup>10</sup>.

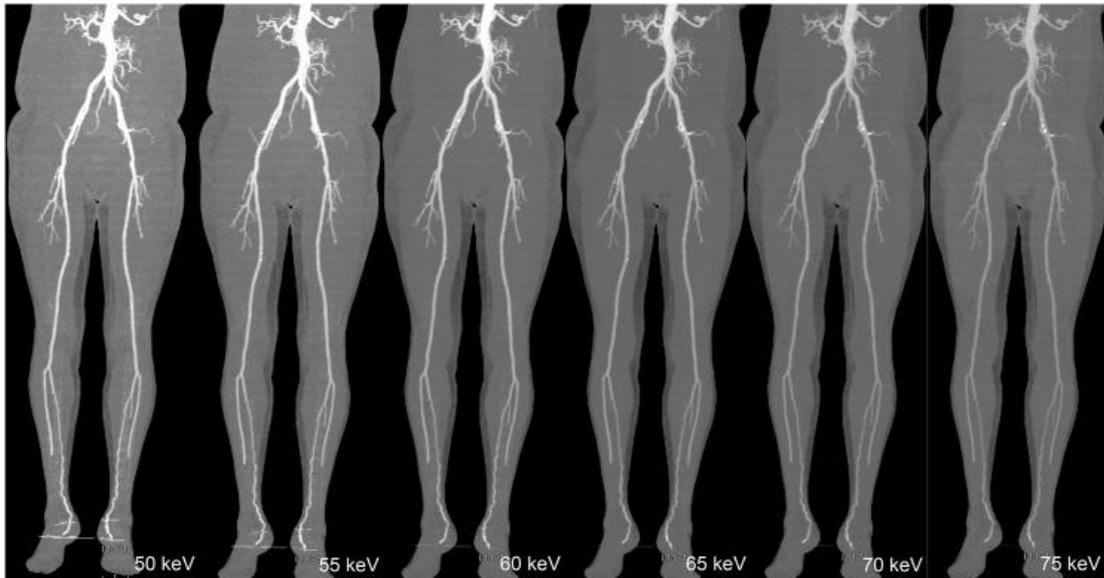
Otra aplicación de gran crecimiento en los últimos años es el angioTC coronario, muy exigente en cuanto a protocolos optimizados de inyección del contraste, en este tipo de estudios se requiere un realce mayor del territorio a estudiar, entre otras cosas para facilitar la segmentación por software (fundamental en el diagnóstico) y evitar errores en la interpretación<sup>11</sup>, si bien, hay pocas publicaciones respecto al nivel mínimo aceptable de opacificación coronaria, lo más aceptado es entre 250 y 300 UH<sup>12 13</sup>.

Como se señaló en el punto anterior, los equipos TC de doble energía concentran la investigación actual, gracias a su tecnología es factible hacer análisis a bajos kV con excelentes atenuaciones. Como ejemplo, el estudio de Almutairi y cols<sup>15</sup>, donde se efectuó este análisis para la AngioTC periférica, a continuación, algunas imágenes que pueden graficar lo anterior:



**Imagen n°27:** Comparación de la atenuación y ruido medido usando dos volúmenes de MC en diferentes partes del cuerpo con keV variables.

A: Comparación de los valores de TC (UH) medidos en las imágenes monocromáticas para los dos grupos de contraste. B: Comparación de los valores de TC (UH) medidos de tres partes del cuerpo a diferentes conjuntos keV. C: valores de ruido de imagen en las imágenes monocromáticas para los dos grupos de diferente volumen de contraste. D: comparación de ruido de la imagen de las diferentes partes del cuerpo en diferentes conjuntos de keV.



**Figura nº 28:** Imágenes DECTA adquiridas con diferentes valores keV utilizando medio de contraste de rutina. Ejemplos de calidad de imagen de DECTA proyección de máxima intensidad (MIP) se muestra en una mujer de 53 años de edad con peso corporal de 54 kg utilizando 80 ml de medio de contraste. Comparación entre adquisiciones DECTA en las diferentes energías virtuales monocromáticas (50, 55, 60, 65, 70 y 75 keV) muestra mayor ruido de la imagen en 50 y 55 keV que afecta a la visualización de detalles del lumen vascular. Las imágenes VMS adquiridos a 65 keV mostraron tener una mejor calidad (superior SNR y CNR) en comparación con los otros KeVs.

DECTA: CT angiografía por energía dual, VMS: espectro monocromático virtual.

En resumen el estudio muestra que reducir en un 50% el volumen de MCY a Kev adecuados genera imágenes satisfactorias de angioTC de arterias periféricas en equipo TC de doble energía. Lo que abre la posibilidad de bajar significativamente los volúmenes reduciendo el riesgo de injuria renal por MCY, sin embargo, es necesario seguir investigando al respecto.

## CONCLUSIONES:

- El factor más importante que afecta los tiempos de realce es el gasto cardíaco, cuando disminuye el gasto cardíaco, el bolo de medio de contraste llega lentamente y se lava poco a poco, dando lugar tiempos de tránsito medio largos, pero generando peaks de realce arterial y parenquimatoso más elevados y prolongados.
- Otro factor importante relacionado con el paciente, que afecta la magnitud del realce de contraste vascular y parenquimatoso, es el peso corporal
- No se debe dejar de considerar que ciertas patologías como la hipertensión y la diabetes producen alteración de la dinámica vascular y, por tanto, modifican los tiempos de exploración y los parámetros para la administración del medio de contraste.
- Para mantener un nivel constante y adecuado de realce de contraste en pacientes más grandes, se debe considerar el aumentar la dosis total de yodo, ya sea aumentando el volumen de medio de contraste inyectado o su concentración de yodo.
- La forma de bolo de material de contraste puede ser adaptada para producir el patrón de refuerzo deseado. Un realce arterial uniforme y prolongado puede conseguirse con una inyección bifásica.
- El uso de inyecciones secuenciales de MC y suero genera patrones de realce útiles para estudios de corazón y vasos mediastínicos, además de aprovechar mejor el contraste.
- Se han reportado casos exitosos para la administración intraósea de medios de contraste yodados a tasas de 5 ml/seg, con buena calidad de imagen en relación a estudios similares de administración endovenosa.
- El uso de medio de contraste con alta concentración de yodo es un enfoque alternativo al uso de una velocidad de inyección alta como medio para aumentar la tasa de yodo entregada.
- Una desventaja potencial de utilizar medio de contraste con alta concentración de I dada por su estructura dimérica, es su alta viscosidad, lo que puede generar dificultades en su administración debido a la resistencia de catéteres o de los sistemas de inyección automática y discomfort que ello puede generar en el paciente.
- Conocer la información de los tiempos de barrido potenciales de un equipo es crucial para el cálculo de la duración de la inyección y tiempo de exploración de un estudio. Para una adquisición larga, una inyección extendida probablemente sea necesaria.
- Los retrasos de exploración deben ser determinados teniendo en cuenta tres factores: la duración de la inyección de contraste, tiempo de llegada del material de contraste y la duración del análisis.

- El tiempo de llegada del material de contraste puede ser medido con el método de Test de bolo o Sensor de bolo, que se utilizan para compensar la variación de circulación de cada paciente determinando el retraso exacto de la exploración.
- Se plantea un esquema empírico y referencial para la determinación del retardo de exploración (Tdelay) que es igual al tiempo de peak de realce estimado (TPEAK) menos la mitad de la duración del análisis (TSD):  $T_{\text{delay}} = T_{\text{PEAK}} - (1/2) \cdot T_{\text{SD}}$ , esto puede variar en el caso de exploraciones muy extensas.
- Los protocolos “double low”, es decir con bajo kV y volumen de MC reducido son una alternativa a considerar e implementar para obtener menores dosis de radiación y menor riesgo de detrimento renal o reacciones fisiológicas, ambas manifestaciones dependientes del volumen de MC administrado.
- La administración de medios de contraste aumenta la dosis de radiación absorbida por los diferentes órganos, y por ello constituye una justificación más para disminuir los volúmenes inyectados.
- Los equipos con doble energía poseen entre sus potencialidades la optimización en el uso de medio de contraste, permitiendo disminuir considerablemente la cantidad de MCY administrado manteniendo excelentes valores de atenuación.
- El límite más aceptado como mínimo para considerar adecuadamente contrastada una angioTC es de 250 UH en el territorio a estudiar, en estudios coronarios este mínimo es un poco mayor y puede llegar a ser 300 UH.

## REFERENCIAS:

1. Bae KT, Heiken JP. Scan and contrast administration principles of MDCT. *European Radiology Supplements*. 2005;15(S5):e46–e59. Available at: <http://link.springer.com/10.1007/s10406-005-0165-y>.

2. Schoepf UJ, Zwerner PL, Savino G, Herzog C, Kerl JM, Costello P. Coronary CT angiography. *Radiology*. 2007;244(1):48–63. Available at: <http://radiology.rsna.org/content/244/1/48.short>.
3. Wittram C, Maher MM, Yoo AJ, Kalra MK, Shepard J-AO, McCloud TC. CT angiography of pulmonary embolism: diagnostic criteria and causes of misdiagnosis. *Radiographics a review publication of the Radiological Society of North America Inc*. 2004;24:1219–38.
4. Tay KL, Ridley LJ. Contrast column interruption artefact in computed tomography pulmonary angiography. *Australasian Radiology*. 2005;49:338–341.
5. Bernabé-García JM, García-Espasa C, Arenas-Jiménez J, Sánchez-Payá J, De La Hoz-Rosa J, Carreres-Polo JO. Has “respiratory coaching” before deep inspiration an impact on the incidence of transient contrast interruption during pulmonary CT angiography? *Insights into imaging*. 2012;3:505–11.
6. Kuzo RS, Pooley RA, Crook JE, Heckman MG, Gerber TC. Measurement of caval blood flow with MRI during respiratory maneuvers: implications for vascular contrast opacification on pulmonary CT angiographic studies. *Ajr American Journal Of Roentgenology*. 2007;188:839–842.
7. Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. *Radiology*. 2010;256:32–61.
8. Cuevas C, Raske M, Bush WH, et al. Imaging primary and secondary tumor thrombus of the inferior vena cava: multi-detector computed tomography and magnetic resonance imaging. *Current problems in diagnostic radiology*. 2006;35(3):90–101. Available at: <http://dx.doi.org/10.1067/j.cpradiol.2006.02.006>.
9. Scherl H, Hornegger J, Prümmer M, Lell M. Semi-automatic level-set based segmentation and stenosis quantification of the internal carotid artery in 3D CTA data sets. *Medical Image Analysis*. 2007;11(1):21–34. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1361841506000764>.
10. Jones SE, Wittram C. The indeterminate CT pulmonary angiogram: imaging characteristics and patient clinical outcome. *Radiology*. 2005;237(1):329–37. Available at: <http://radiology.rsna.org/content/237/1/329.full>.
11. Hoe JWM, Toh KH. A practical guide to reading CT coronary angiograms--how to avoid mistakes when assessing for coronary stenoses. *The international journal of cardiovascular imaging*. 2007;23(5):617–33. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17186138>.
12. Vrachliotis TG, Bis KG, Haidary A, et al. Atypical chest pain: coronary, aortic, and pulmonary vasculature enhancement at biphasic single-injection 64-section CT angiography. *Radiology*. 2007;243(2):368–76. Available at: <http://radiology.rsna.org/content/243/2/368>.
13. Becker CR, Hong C, Knez A, et al. *Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography*; 2003:690–694.

14. Shen Y, Hu X, Zou X, Li Z, Hu D. *Did low tube voltage CT combined with low contrast media burden protocols accomplish the goal of “double low” for patients? An overview of applications in vessels and abdominal parenchymal organs over the past 5 years.* *Int J Clin Pract* 2016; 70. Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/ijcp.12861/abstract;jsessionid=EB9D84CF0B36BC18845E68AF4564BD38.f04t04>. Acceso Septiembre, 2016.
15. Almutairi A, Sun Z, Poovathumkadavi A, Assar T. *Dual Energy CT Angiography of Peripheral Arterial Disease: Feasibility of Using Lower Contrast Medium Volume.* *PLoS One* 2015; 10(9):e0139275. Disponible en: <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0139275>. Acceso Octubre 2015.
16. Lell MM, Jost G, Korporaal JG, et al. *Optimizing contrast media injection protocols in state-of-the art computed tomographic angiography.* *Invest Radiol* 2015; 50(3):161-7.
17. Sahbaee P, Segars P, Marin D, y cols., *The Effect of Contrast Material on Radiation Dose at CT: Part I. Incorporation of Contrast Material Dynamics in Anthropomorphic Phantoms.* *Radiology* 283: 3 June 2017
18. Sahbaee P, Segars P, Marin D, y cols., *The Effect of Contrast Material on Radiation Dose at CT: Part II. A Systematic Evaluation across 58 Patient Models.* *Radiology* 283: 3 June 2017
19. Saade C, Al-Fout G, Mayat A, y cols. *Increased image quality and reduced radiation dose and contrast media volume: a holistic approach to intracranial CTA.* *Clinical Radiology* 72 (2017) 797.e11e797.e16
20. Kessler R, Hegenscheid K, Fleck S, y cols. *Patient Body Weight-Tailored Contrast Medium Injection Protocol for the Craniocervical Vessels: A Prospective Computed Tomography Study* February 2014, 9(2).
21. Schindler P, Helfen A, Wildgruber M, Heindel W, y cols. *Intraosseous contrast administration for emergency computed tomography: A case control study.* *PLoS ONE* 2019; 14(5).
22. Caruso D, De Santis D, Rivosecchi F, y cols. *Lean Body Weight-Tailored Iodinated Contrast Injection in Obese Patient: Boer versus James Formula.* *BioMed Research International.* Agosto 2018. Article ID 8521893.