

Dra. Carla María García Moreno,¹
M.C. Rafael Favila Humara,
Dr. Martín Alberto Porras Jiménez,
Dra. Beatriz Elías Pérez,
Dr. Luis Raúl Ramos Durán

Angio-Resonancia Magnética Contrastada de troncos supra-aórticos: Comparación de Gd-DTPA (Magnevist®) y Gd-DO3A-butrol (Gadovist®) a diferentes volúmenes

RESUMEN

Objetivo: Comparar el efecto de Gd-DTPA y Gd-DO3A-butrol a diferentes volúmenes en la relación contraste-ruido y señal-ruido de los estudios de Angio-Resonancia Magnética Contrastada (ARM-C) de troncos supra-aórticos.

Material y Métodos: Se realizaron ARM-C de troncos supra-aórticos a 45 pacientes. Cada uno de los pacientes fue asignado aleatoriamente a uno de los tres diferentes grupos:

Grupo Mag20: 20 mL de Gd-DTPA a 1.8 mL/s; Grupo Gad20: 20 mL de Gd-DO3A-butrol a 1.8 mL/s; Grupo Gad10: 10 mL de Gd-DO3A-butrol a 0.9 mL/s.

Resultados: El análisis demostró una mayor relación C:R y S:R al utilizar Gd-DTPA a 20 mL comparado con Gd-DO3A-butrol al mismo volumen. Sin embargo, al utilizar Gd-DO3A-butrol a 10 mL se observó una mayor relación C:R comparado tanto con Gd-DO3A-butrol a 20 mL como con Gd-DTPA.

Conclusiones: La relación C:R en ARM-C de troncos supra-aórticos es mayor al utilizar Gd-DO3A-butrol a volúmenes de 10 mL probablemente debido a que existe menor destrucción de la señal por el efecto T_2^* .

Palabras clave: Gd-DTPA, Gd-DO3A-butrol, troncos supra-aórticos.

continúa en la pág. 316

¹ Del Hospital Ángeles de las Lomas. Cerrada de Veracruz No. 115 departamento 701, Col. Jesús del Monte, 52764, Huixquilucan, Estado de México.

Copias (copies): Dra. Carla María García Moreno E-mail: carlagarmor@hotmail.com

Introducción

Angio-Resonancia Magnética Contrastada

Desde 1993 la ARM-C se ha establecido como una alternativa no invasiva para la evaluación diagnóstica de cualquier territorio vascular.¹

A diferencia de las técnicas tradicionales utilizadas para Angio-Resonancia Magnética como son tiempo de vuelo (TOF) y contraste de fase (PC), la ARM-C no se basa en el flujo sanguíneo, sino en el acortamiento del tiempo de relajación T_1 en la sangre que provoca el agente de contraste. Esta técnica, además de ser rápida y fácil de realizar, provee una alta resolución. Además, los artificios relacionados a saturación de espín, que enfrentamos con las técnicas de TOF y PC que

sucedan por flujo lento y flujo turbulento, son mínimos en la ARM-C.

En la ARM-C con Gadolinio, la señal arterial depende de la concentración de Gadolinio dentro de la luz del vaso durante la adquisición de imágenes. La imagen final es esencialmente un luminograma similar al obtenido en angiografía por substracción digital (DSA), teniendo como ventaja que no existen riesgos de cateterización, nefrotoxicidad ni exposición a radiación ionizante. Sin embargo, la desventaja principal de la ARM-C comparada con la DSA sigue siendo una menor resolución espacial.²

La mayoría de los estudios clínicos de ARM-C se han llevado a cabo con Gadolinio 0.5M. Recientemente han surgido nuevos agentes de contraste, que ofrecen mayor concentración de Gadolinio y por lo tanto mayor relajabilidad T_1 , y se ha propuesto su uso para ARM-C.³⁻⁵ Entre éstos está Gd-DO3A-butrol 1.0, un quelato de Gd extracelular, neutral que pertenece al

ABSTRACT

Objectives: Compare the Gd-DTPA and Gd-DO3A-butrol effect at different volumes in the contrast-noise and signal-noise ratio of contrasted Magnetic Angio-Resonance studies of Supra-aortic trunks.

Materials and methods: Supra-aortic trunks C-MAR were practiced to 45 patients.

Each one of patients was randomly assigned to one of the three different groups: Group Mag20: 20 mL of Gd-DTPA to 1.8 mL/s; Group Gad20: 20 mL of Gd-DO3A-butrol to 1.8 mL/s; Group Gad10: 10 mL of Gd-DO3A-butrol to 0.9 mL/s.

Results: Analysis proves a higher ratio C:R and S:R using Gd-DTPA to 20 mL compared to Gd-DO3A-butrol at the same volume. However, using Gd-DO3A-butrol to 10 mL, a higher ratio C:R as compared with Gd-

DO3A-butrol to 20 mL as with Gd-DTPA was observed.

Conclusions: C:R Ratio in C-MAR Supra-aortic trunks is higher using Gd-DO3A-butrol at 10 mL volume probably due minor destruction existence of signal by T_2^* effect.

Key words: Hepatic transplant, orthotopic transplant, vascular complications.

grupo de los complejos de Gadolinio macrocíclicos neutrales.

El aumento en la concentración de Gadolinio permite disminuir el volumen inyectado a la mitad para obtener dosis equimolares del Gd-DTPA de 0.5M. Al disminuir el volumen, mejora la calidad del bolo y el contraste vascular de manera significativa.

La sincronización de la llegada del bolo con el inicio de la adquisición de datos es un factor muy importante para la calidad de la imagen. Existen varios métodos para obtener una llegada oportuna del bolo. La más sencilla es utilizando un retardo establecido (por ejemplo, cinco segundos para la visualización de troncos supra-aórticos), en la que se supone que la llegada del bolo será igual para todos los pacientes. Sin embargo, este método tiene la desventaja de que no toma en cuenta la variabilidad en la fracción de eyección cardíaca de cada uno de los pacientes.

El segundo método es el del bolo de prueba. En este método se inyecta un bolo de 1-2 mL a la misma velocidad que se inyectará el resto del contraste. Se mide el tiempo que tarde el bolo en llegar al vaso que deseamos visualizar y éste se toma como tiempo de retardo del contraste.

Otro método es el de la detección automatizada del bolo (SmartPrep, GE Medical Healthcare, Waukesha, WI, Estados Unidos), donde el algoritmo puede detectar la llegada del bolo al vaso deseado y automáticamente inicia la adquisición de datos.

El método de gatilleo en tiempo real (Care Bolus, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Alemania; Bolus Trak, Philips Medical Systems Best, Holanda) donde se obtiene una imagen fluoroscópica del vaso que se desea explorar y el operador dispara la secuencia para la adquisición de datos manualmente, al observar la llegada del bolo de contraste.⁶

Finalmente la adquisición multifase o dinámica consiste en la adquisición sucesiva de datos asumiendo que una de ellas se obtendrá en la fase arterial.

La calidad de la señal obtenida, también depende de la secuencia de pulso utilizada. Las secuencias que tradicionalmente se utilizan para las ARM-C son secuencias rápidas eco de gradiente tridimensionales ponderadas a T_1 , con el tiempo de repetición (TR) y tiempo de eco (TE) más cortos posibles para asegurar mayor velocidad de adquisición, aumentar la ponderación T_1 y minimizar la ponderación T_2^* . Es indispensable conocer la manera en que se llena el espacio k en las secuencias de pulso tridimensional para tener un llenado oportuno de los datos.⁷ Tradicionalmente los esquemas de llenado de espacio k utilizados para ARM-C han sido los secuenciales tradicionales, en los que se llena de manera secuencial el espacio k; obteniendo la información del centro (que contiene frecuencias espaciales bajas) a la mitad de la adquisición. La información del centro del espacio k nos provee la mayor parte de contraste de la imagen, por lo que su adquisición debe sincronizarse con el pico de máximo realce arterial, antes de que el reforzamiento venoso ocurra.

Existen varios esquemas en los que el centro del espacio k se llena al inicio de la secuencia, y esto facilita sincronizarlo con la llegada del bolo. Una de las estrategias es el de llenado elíptico centrado. Otro es la adquisición con técnica de Fourier parcial con secuencia reversa. Al utilizar cualquiera de estos esquemas es particularmente importante que el centro del espacio k no se adquiera durante el rápido ascenso en la concentración intraarterial de Gadolinio, ya que nos dará como resultado un artificio de anillamiento, que percibiremos en la imagen como líneas alterantes blancas y negras en las orillas de la imagen (*Figura 1*). Este artificio se debe a que la periferia del espacio k será adqui-



Figura 1. Reconstrucción 3D de ARM-Cdetroncos supra-aórticos que demuestra artificio de anillamiento.

rido en el pico de realce y esto nos dará mayor señal en la parte de frecuencias medias de la señal que son responsables del contorno de la imagen.

Evaluación de troncos supra-aórticos

De manera rutinaria se utilizaban TOF y PC bi y tridimensional como técnicas para evaluación de los troncos supra-aórticos en el intento de caracterizar la estenosis de origen ateroesclerótico; sin embargo, una de sus mayores desventajas es el sobreestimar el área de estenosis debido a los efectos de saturación en plano y desfasamiento intravóxel.

Desde 1996 varios estudios han demostrado la utilidad de la ARM-C para la evaluación de vasos supra-aórticos.⁸⁻¹⁰ Hasta ahora la Angiografía por Substracción Digital (DSA) continúa siendo el estándar de oro, ya que la ARM-C aún no proporciona la misma resolución espacial. Por este motivo se ha buscado mejorar la calidad de ARM-C de vasos supra-aórticos, empleando diferentes estrategias de llenado del espacio k, implementando secuencias angiográficas rápidas que incluyan un volumen más amplio de exploración, con mejor resolución espacial. Esto último utilizando matrices de 512 x 512 y vóxeles submilimétricos. Otras estrategias han sido mejorar la resolución temporal utilizando adquisiciones de 5-10 segundos.

En cuanto a los agentes de contraste, se ha buscado optimizar su uso y mejorar sus características intrínsecas para incrementar la calidad de imágenes.

En un inicio los estudios de ARM-C se realizaban únicamente con Gd-DTPA, contraste extracelular, que permanece durante un periodo muy corto en el espacio intravascular y que contiene Gadolinio 0.5 M.

El desarrollo de nuevos productos ha tenido dos ramas diferentes: La primera es la creación de com-

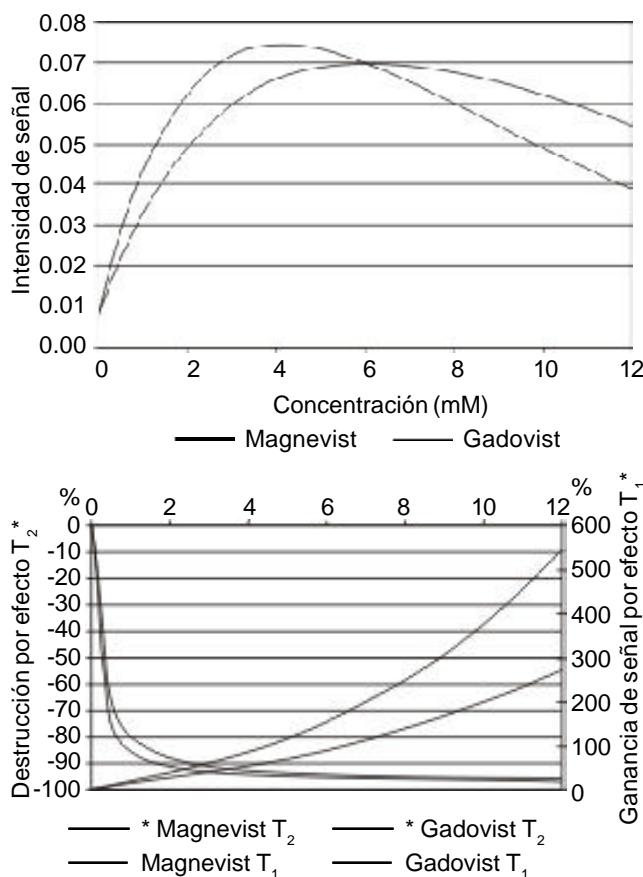


Figura 2. Curvas simuladas de la intensidad de señal obtenida mediante secuencias tipo FLASH, utilizando distintas concentraciones de Gd-DTPA y Gd-DO3A-butrol. Se observa pico de máxima intensidad del Gd-DO3A-butrol a menores concentraciones que el pico máximo de Gd-DTPA. En la gráfica inferior se observa la ganancia de señal por efecto T_1 y la destrucción ocasionada por el efecto T_2^* de los dos agentes de contraste. Se observa mayor ganancia de señal por efecto T_1 en el caso de Gd-DO3A-butrol, pero también mayor destrucción de señal por efecto T_2^* .

plejos de Gadolinio que se unen a proteínas plasmáticas para prolongar el tiempo que el agente de contraste permanece en el espacio intravascular y, por lo tanto, incrementar el tiempo de adquisición efectivo. Algunos de estos agentes, como el MS-325, han sido evaluados para utilizarlos en angiografía de vasos supra-aórticos.¹¹

Todos los agentes de contraste aumentan no solamente relajabilidad T_1 , sino también relajabilidad T_2^* . Esta relajabilidad T_2^* tiene influencia sobre la intensidad de señal, aun cuando utilicemos secuencias con TE muy corto. Estos efectos causan disminución de la intensidad de señal a concentraciones altas. Para los diferentes complejos de Gadolinio, su relajabilidad T_2^* no difiere significativamente porque los momentos magnéticos de los compuestos son idénticos.

La relación entre la relajabilidad T_2^* y T_1 determina la intensidad de señal máxima que se puede obtener utilizando un agente de contraste. Para evitar que el efecto T_2^* sea el dominante se recomienda el uso de concentraciones menores¹² (Figura 2).

En los últimos años se han realizado diferentes estudios de investigación, en los que se compara Gd-DO3A-butrol 1.0M de Gadolinio y Gd-DTPA 0.5M de Gadolinio. Los resultados han sido controversiales, y los estudios no son comparables por que los vasos evaluados son de diferentes regiones anatómicas como vasos pulmonares y vasos pélvicos; además de que los protocolos utilizados también han sido con diferentes volúmenes y velocidades de infusión del medio de contraste, empleando diferentes técnicas de adquisición de las imágenes. Ninguno de estos estudios ha realizado comparación de estos agentes de contraste en los vasos supra-aórticos.

Objetivo

Comparar el efecto de Gd-DTPA y Gd-DO3A-butrol a diferentes volúmenes en la relación contraste-ruido y señal-ruido de los estudios de Angio-Resonancia Magnética Contrastada (ARM-C) de troncos supra-aórticos.

Material y métodos

Pacientes

Los 45 pacientes incluidos fueron referidos para estudio de Resonancia Magnética (RM) de cráneo contrastado con diferentes diagnósticos presuncionales (Ej.: Crisis convulsivas, cefalea, etc.). Todos los pacientes firmaron una carta de consentimiento informado previo a la administración de contraste por vía intravenosa.

Durante un periodo de cuatro meses (de marzo a julio del 2004) se examinaron a 45 pacientes, de los cuales 23 fueron hombres y 22 fueron mujeres, con edades de 16 a 88 años (edad media: 48 años). Cada uno de los pacientes se asignó aleatoriamente a uno de los tres diferentes grupos de estudio.

El grupo Mag20 incluyó a 15 pacientes, ocho hombres y siete mujeres con edad promedio de 52 años (rango de 22-88 años) y se les realizó ARM-C de troncos supra-aórticos utilizando 20mL de Gd-DTPA a 1.8 mL /s de infusión; el Grupo Gad20 incluyó a 15 pacientes, nueve hombres y seis mujeres, con edad promedio 57 años (rango de 21-78 años) y se les realizó ARM-C utilizando 20 mL de Gd-DO3A-butrol a 1.8 mL /s de infusión; el Grupo Gad10 incluyó a 15 pacientes, seis hombres y nueve mujeres, con edad promedio 41 años (rango de 16-71 años) y se les realizó ARM-C utilizando 10 mL de Gd-DO3A-butrol a 0.9 mL /s de infusión. Todos seguidos de una infusión de 30 mL de solución salina a 1.8 mL /s.

Imágenes de Resonancia Magnética

Todos los estudios se realizaron en un magneto de cuerpo entero de 1.5-T (Magnetom Symphony, Siemens, Erlanger, Alemania) equipados con un sistema de gradientes Turbo, con intensidad de gradiente de 20 mT/m, con velocidad de 25 T/m/s.

Para la recepción de señal se utilizaron antenas de cráneo y de arreglo en fase para cuello. Las imágenes fueron adquiridas en el plano coronal utilizando los siguientes parámetros: TR: 4.96 ms, TE: 2.12 ms, ángulo de inclinación: 25°, grosor de rebanada de 1 mm con factor de distancia de 20%; campo de visión de frecuencia de 300 mm, cobertura de codificación de fase 62.5%; matriz de 256 x 256. El tamaño de voxel fue de 1.17 x 1.17 x 1 mm. El tiempo para cada adquisición de los datos fue de 22s, utilizando un llenado del espacio k elíptico centrado.

Se realizaron dos adquisiciones, una previa y otra posterior a la administración de contraste, cada una de 72 cortes en el plano coronal.

Las imágenes contrastadas se adquirieron con una técnica de gatillo en tiempo real, utilizando un algoritmo de imagen fluoroscópica en un solo corte de 10 mm de grosor a nivel del bulbo carotídeo, en la que se lanza manualmente la secuencia de ARM.

La secuencia utilizada fue eco de gradiente bidimensional ponderada a T_1 , TR: 1000 ms, TE: 2.25 ms, ángulo de inclinación: 8°, campo de visión de frecuencia de 300 mm, cobertura de codificación de fase 100%; matriz de 128 x 60.

Agentes de contraste

Los exámenes fueron realizados con dos agentes de contrastes extracelulares diferentes.

Gadopentato de Dimeglumina (Gd-DTPA Magnevist®, Schering, Berlín, Alemania) es un agente de contraste extracelular con una concentración de 0.5 M de Gadolinio. Se administró Gd-DTPA en 15 pacientes a un volumen de 20 mL, lo cual correspondió a un rango de dosis de 0.12 a 0.21 mmol/kg (promedio 0.16 mmol/kg de peso). A este grupo le denominamos Mag20.

Gadobutrol (Gd-DO3A-butrol, Gadovist®, Schering, Berlín, Alemania) es un agente de contraste macrocíclico, neutral, hidrofílico, con una concentración 1.0 M de Gadolinio. Después de la inyección intravenosa, el agente de contraste se distribuye rápidamente al espacio extracelular y más de 98% se excreta por vía renal en las siguientes 24 horas. En humanos una sola dosis de 0.5 mmol/kg de peso, ha sido bien tolerada sin efectos adversos.^{13,14}

En nuestro estudio se administró a los pacientes en el grupo Gad20, Gd-DO3A-butrol a un volumen de 20 mL, lo cual correspondió a una dosis promedio de 0.3 mmol/kg de peso, con un rango de 0.2 a 0.4 mmol/kg de peso.

Un volumen más reducido de 10 mL de Gd-DO3A-butrol fue administrado a los pacientes del Grupo Gad10, lo cual correspondió a una dosis promedio de 0.16 mmol/kg de peso, con un rango de 0.14-0.19 mmol/kg de peso.

Esta reducción de volumen se incluyó para valorar las imágenes con menor concentración, con menos efecto T_2^* .

Análisis de los datos

La evaluación cuantitativa de las imágenes incluyó la medición de la intensidad de señal en cada uno de los vasos arteriales del cuello: Carótida Común Derecha (CCD) e Izquierda (CCI), Carótida Interna Derecha (CID) e Izquierda (CII), Carótida Externa Derecha (CED) e Izquierda (CEI), Vertebrales Derecha (VD) e Izquierda (VI). El tamaño de las regiones de interés (ROIs) utilizadas fue igual para todos los pacientes: de 24 píxeles (0.08 cm^2) para las carótidas comunes y de 12 píxeles (0.21 cm^2) para el resto de las arterias (Figura 3).

Además, se calculó la relación S:R y C:R para cada uno de los vasos, midiendo la intensidad de los tejidos blandos cercanos a los vasos evaluados. El ruido de la imagen se midió colocando la ROI fuera del paciente, en un área donde no hubiese artificio por codificación de fase (Figura 4).

La fórmula utilizada para calcular la relación S:R fue:

Intensidad dentro del vaso/Ruido*

La fórmula utilizada para calcular la relación C:R fue:

(Intensidad dentro del vaso-Intensidad de tejidos blandos)/ruido*

* El Ruido fue estimado calculando la desviación estándar de la intensidad de señal de una ROI colocada fuera del paciente.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el software STASTISTICA 6.0 (StatSoft, Tulsa, OK, Estados Unidos). Se obtuvieron los rangos y valores promedios de cada uno de los datos de cada paciente. Se realizó análisis de covarianza (ANCOVA) en el cual se tomó como factor independiente el medio de contraste; como covariable la dosis de Gadolinio administrada; y como factores independientes la intensidad de señal (IS), la relación S:R, y la relación C:R, por separado. La significancia se estableció para $p \leq 0.05$ y $p \leq 0.1$.

Resultados

Todos los estudios se realizaron sin complicaciones ni efectos adversos.

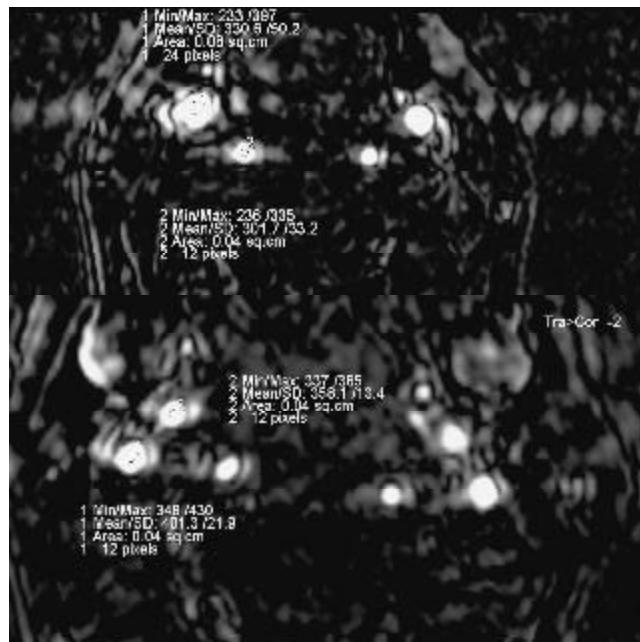


Figura 3. Reconstrucciones axiales multiplanares donde se observa la medición de intensidad en los diferentes vasos supra-aórticos.

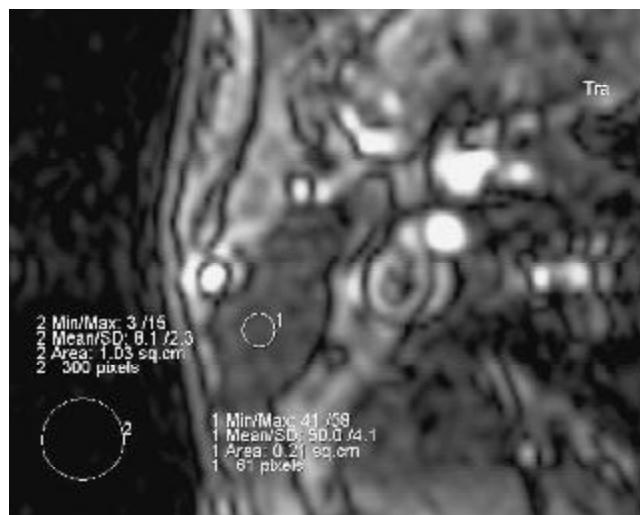


Figura 4. Reconstrucción axial multiplanar donde se observa medición de intensidad de señal en tejidos blandos y fuera del paciente para medición de ruido.

No se encontraron diferencias entre los grupos con respecto a edad, género o peso.

Intensidad de señal

El análisis cuantitativo de la intensidad de señal en los diferentes vasos demostró 16.7% mayor intensidad de señal al utilizar Gd-DO3A-butrol a volúmenes menores (10 mL a 0.9 mL /s) comparado con Gd-DO3A-

Cuadro I. Intensidad de señal de los vasos arteriales supra-aórticos.

	CUID	CED	VERD	Intensidad (media \pm DE)				CEI	VERTI	CCI
				CCD	CII	CEI	VERTI			
Mag20	391.7 \pm 83.6	345.1 \pm 75.3	262.4 \pm 90.7	328.3 \pm 62.1	299.2 \pm 63.7	283.7 \pm 45.5	227.6 \pm 63.7	285.1 \pm 47.2		
Gad20	366.5 \pm 54.0	328.1 \pm 46.6	254.4 \pm 58.4	319.7 \pm 57.1	301.7 \pm 44.0	276.5 \pm 47.9	234.6 \pm 42.5	285.7 \pm 45.6		
Gad10	435.3 \pm 84.5	398.7 \pm 68.2	276.7 \pm 65.2	431.7 \pm 88.8	357.7 \pm 59.2	314.1 \pm 51.7	269.0 \pm 73.6	344.7 \pm 68.6		

Cuadro II. Probabilidad de igualdad entre grupos para intensidad de señal en cada vaso.

	CID	CED	VERTD	CCD	CII	CEI	VERTI	CCI
Mag20 & Gad10	0.1217	0.0312**	0.5915	0.0002**	0.0049**	0.922	0.0742*	0.0047**
Gad10 & Gad20	0.1208	0.2803	0.5532	0.0038**	0.0062**	0.1269	0.3780	0.0313
Mag20 & Gad20	0.4442	0.9412	0.7498	0.3325**	0.1826**	0.5070	0.9463	0.5022**

Cuadro III. Probabilidad de igualdad de la intensidad de señal, la relación S:R y C:R entre grupos.

	Intensidad de señal	Relación S:R	Relación C:R
MaG20& Gad10	0.0088	0.5413	0.5770
Gad10& Gad20	0.0715	0.0166	0.0150
Meg20& Gad20	0.7901	0.0606	0.0427

* p < 0.1 ** p < 0.05.

butrol a 20 mL y 19.5% mayor intensidad comparado con Gd-DPTA a 20 mL. La diferencia fue estadísticamente significativa ($p \leq 0.0715$ y $p \leq 0.0088$, respectivamente) (*Cuadro I*).

Al determinar la diferencia en cada uno de los vasos, observamos que al comparar Mag20 y Gad10 la intensidad fue significativamente mayor para todos los vasos excepto para la VD y CID. Al comparar las intensidades de los vasos en ambos grupos de Gd-DO3A-butrol las diferencias fueron significativas únicamente en las carótidas comunes y para la carótida interna izquierda (*Cuadro II*).

Al comparar Mag20 y Gad20, no se encontró diferencia significativa en la intensidad de señal.

Relación señal: Ruido y Contraste: Ruido

En cuanto a la relación S:R y C:R en los vasos supra-aórticos el análisis mostró 0.4% mayor relación C:R de Mag20 comparado con Gad20 ($p = 0.0427$); sin embargo, en la relación S:R no hubo diferencia. Además observamos 2.9% mayor relación S:R y 1.7% mayor relación C:R de Gad10 comparado con Gad20 ($p = 0.0166$ y $p = 0.0150$, respectivamente). Aunque la relación C:R de Gad10 fue mayor que cuando se utilizó Mag20, la diferencia no fue estadísticamente significativa (*Cuadro III*).

Al analizar por separado la relación S:R y C:R de cada uno de los vasos, vemos que la diferencia sucede

en los vasos de mayor calibre, específicamente las carótidas comunes, carótidas internas y la carótida externa izquierda (*Cuadro IV*).

Conclusiones

La relación C:R y S:R en ARM-C de troncos supra-aórticos es mayor al utilizar Gd-DO3A-butrol a volúmenes menores debido a que existe menor efecto T_2^* y, por lo tanto, menor destrucción de la señal.

La concentración óptima de los diferentes agentes de contraste debe calcularse para cada centro imagenológico, tomando en cuenta el teslaje y la potencia y velocidad de gradientes del equipo con el que se trabaja y las secuencias con las que cuenta (software).

Discusión

La intensidad de señal máxima que se puede obtener utilizando un agente de contraste está determinada por la relación entre la relajabilidad T_2^* y T_1 .

Cuando se compara la intensidad de señal en relación con la concentración de Gadolinio, observamos que el pico máximo de intensidad de Gd-DO3A-butrol se presenta a menores concentraciones que el pico máximo de intensidad de Gd-DTPA.

Debido a que el Gadovist tiene el doble de concentración de Gadolinio que el Gd-DTPA, nosotros espera-

Cuadro IV. Probabilidad de igualdad entre grupos para relación S:R y C:R en cada vaso.

	CID	CED	VERTD	t Señal/Ruido(p)				CCI
				CCD	CII	CEI	VERTI	
Mag20 & Gad20	0.1047	0.3047	0.2694	0.0105**	0.0037**	0.0058	0.1753	0.0903**
Gad20 & Gad10	0.9179	0.4608	0.7622	0.0817**	0.5501**	0.5369	0.6599	0.6715
Mag10 & Gad20	0.1001	0.1664	0.3531	0.0009**	0.0018**	0.0153	0.1207	0.0612**

* p < 0.1 ** p < 0.05.

Cuadro V.

	CID	CED	VERTD	t Contraste/Ruido(p)				CCI
				CCD	CII	CEI	VERTI	
Mag20 & Gad20	0.0836*	0.2579	0.2356	0.0080**	0.0021**	0.0030**	0.1561	0.0758*
Gad20 & Gad10	0.9573	0.5771	0.6104	0.1250**	0.6365**	0.3860	0.7701	0.7701
Mag10 & Gad20	0.0945*	0.1633	0.3669	0.0010**	0.0012**	0.0119**	0.1238	0.0652*

* p < 0.1 ** p < 0.05

ríamos encontrar el pico de máxima intensidad del Gd-DO3A-butrol a la mitad de la curva del Gd-DTPA; sin embargo, la configuración molecular del primero atenua de cierta manera el efecto del Gadolinio sobre la relajabilidad T_1 y T_2^* y como resultado el pico de máxima intensidad se presenta a una mayor concentración de la esperada.

En los diferentes estudios de investigación, en los que se compara Gd-DO3A-butrol con Gadolinio 1.0M y Gd-DTPA con Gadolinio 0.5M se han obtenido resultados muy diversos.

En el estudio de Fink y cols., se realizaron angiografías de vasos pulmonares, con adquisiciones seriadas. Se comparó la relación S:R y C:R en angiografías realizadas con Gd-DO3A-butrol y con Gd-DTPA encontrando una relación S:R y C:R significativamente más alta en los pacientes en los que se utilizó Gd-DTPA, que en aquellos en los que se utilizó Gd-DO3A-butrol. Cuando se compararon los dos grupos en los que se utilizó Gd-DO3A-butrol (uno a dosis equimolares al grupo de Gd-DTPA y otro a la mitad de la dosis) no se encontraron diferencias; únicamente se observó mayor relación S:R y C:R al modificar el ángulo de inclinación de 25° a 40°.¹⁵

Es difícil comparar nuestros resultados con este estudio, debido a que el diseño de ambos estudios es similar, presenta diferencias como la determinación de llegada del bolo a la arteria, que en nuestro caso fue con método de gatillo en tiempo real, y Fink lo determinó con bolo de prueba. El hardware utilizado fue diferente, ya que ellos utilizaron gradientes de 30mT/m con velocidad de 125 T/m/s. La adquisición de imágenes fue de manera seriada durante cinco etapas de la circulación (time resolved) y la nuestra monofásica. Nosotros realizamos comparaciones entre tres grupos de 15 pacien-

tes (interindividuos), mientras que ellos compararon los resultados de cinco pacientes en los que se realizaron los tres diferentes protocolos (intraindividuos). Finalmente los vasos evaluados fueron diferentes.

Una explicación podría ser que probablemente la concentración de Gd-DO3A-butrol utilizada en ambos grupos se encuentren después del pico máximo de intensidad de señal donde la intensidad de señal empieza a disminuir por efecto T_2^* .

En el 2001, Goyen y cols. encontraron resultados similares a los nuestros, cuando evaluaron en 12 pacientes angiografías contrastadas de los vasos de la pelvis, utilizando dos protocolos diferentes en cada uno de los pacientes (comparación intraindividuo) La primera vez con Gd-DO3A-butrol con volúmenes de 8 y 10 mL (de acuerdo con el peso) a una velocidad de 0.5 a 0.8 mL /s. La segunda exploración con Gd-DTPA al doble de volumen (19 y 20 mL) y al doble de velocidad (1 y 1.6 mL /s) Estas condiciones son similares a las nuestras y al igual que ellos obtuvimos mayor relación C:R y S:R en los pacientes en los que se utilizó Gd-DO3A-butrol a dosis equimolares, pero con menor velocidad.

Está claro que el uso de la ARM-C para la evaluación de troncos supra-Aórticos es de gran utilidad clínica y que ofrece ventajas sobre la Angiografía Digital por ser menos invasiva. Consideramos que el uso de los diferentes agentes de contraste para la realización de estos estudios es adecuado; sin embargo, existe una clara ventaja en el uso de Gd-DO3A-butrol sobre Gd-DTPA siempre y cuando se utilice bajas concentraciones.

Creemos que es necesario realizar en un futuro estudios en los que se utilicen secuencias con diferentes ángulos de inclinación para verificar si existen di-

ferencias significativas en cuanto a la relación S:R y C:R. Además de otros estudios en los que se use Gd-DTPA y Gd-DO3A-butrol con comparaciones intraindividuo.

Referencias

1. Prince MR, Yucel EK, Kaufman JA, Harrison DC, Geller SC. Dynamic Gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal MR arteriography J Magn Reson Imaging 1993; 3: 877-81.
2. Randoux B, et al, Carotid Artery Stenosis: Prospective Comparison of CT, Three-dimensional Gadolinium-enhanced MR, and Conventional Angiography. Radiology 2001; 220: 179-85.
3. Von Tengg-obligk H, Floemer F, Knopp MV Multiphasic MR Angiography as an intra-individual comparison between the contrast agents Gd-DTPA, Gd-BOPTA and Gd-BT-DO3A. Radioloe 2003; 43: 171-8.
4. Volk M, Strotzer M, Lenhart M, et al. Renal time-resolved MR angiography: Quantitative comparison of gadobenate dimeglumine and gadopentate dimeglumine with different doses. Radiology 2001; 220: 284-488
5. Goyen M, Lauenstein TC, Herborn Cu, Debatin JF, Bosk S. Ruehm SG 0.5M Gd chelate (Magnevist) versus 1.0 M Gd chelate (Gadovist): dose-independent effect on image quality of pelvic three-dimensional MR-angiography. Invest Radiol 2003; 38: 27-33.
6. Wilman AH, Riederer SJ, King BF, et al. Fluoroscopically triggered contrast enhanced three-dimensional MR angiography with elliptical centric view order: Application to the renal arteries. Radiology 1997; 205: 137-46.
7. Ho VB, Foo Tk, Czum JM, et al. Contrast-enhanced magnetic resonance angiography: Technical considerations for optimized clinical implementation. Top Magn Reson Imaging 2001; 12: 283-99.
8. Levy RA, Prince MR, Arterial-phase three-dimensional contrast-enhanced MR angiography of the carotid artery. AJR Am J Roentgenol 1996; 167: 211-15.
9. Leclerc X, Gauvrit YJ, Nicol L, Pruvot JP. Contrast-enhanced MR angiography of the craniocervical vessels: A review. Neuroradiology 1999; 41: 867-74.
10. Cloft HJ, Murphy KJ, Prince MR, Brumberg JA. 3D gadolinium enhanced MR angiography of the carotid arteries. Magn Reson Imaging 1996; 14: 593-600.
11. Bluemke D, et al. Carotid MR Angiography: Phase II Study of Safety and Efficacy of MS-325d1. Radiology 2001; 219: 114-22.
12. Weinman HJ, et al. Comparative Studies on the Efficacy of MRI Contrast Agents in MRA. Acad Radiol 2002; 9(Suppl. 1): S135-S136.
13. Tombac B, Heindel W. Value of 1.0-M gadolinium chelates: Review of preclinical and clinical data on gadobutrol. Eur Radiol 2002; 12: 1550-6.
14. Staks T, Schuhmann-Giampieri G, Frenzel T, Weinmann HJ, Lange L, Platzek J. Pharmacokinetics, dose proportionality, and tolerability of gadobutrol after single intravenous injection in healthy volunteers, Invest Radiol 1994; 29: 709-15.
15. Fink C, Bock M, Kiessling F, et al. Timijje -Resolved Contrast-Enhanced Three-Dimensional Pulmonary MR-Angiography: 1.0 M Gadobutrol vs. 0.5 M Gadopentate Dimeglumine, J Magnetic Resonance Imaging 2004; 19: 202-8