Gaceta de Ciencias Veterinarias Vol 18 N°1 pp 19-25 Julio 2013

Calidad de las imágenes de nefrografía mediante IRM en el perro (*Canis lupus familiaris*)

Image quality of MRI nephrography in dogs (*Canis lupus familiaris*)

Fonseca-Matheus J.[1], Gonzalo-Orden J.[2], Pérez-García C.[2], Altónaga J.[2], Orden M.[3]

[1]Universidad Centroccidental "Lisandro Alvarado". Decanato de Ciencias Veterinarias. Área de Anatomía de los Animales Domésticos. Profesor Agregado. Dirección postal: Cabudare estado Lara, Núcleo Héctor Ochoa Zuleta, Decanato de Ciencias Veterinarias, Área de Anatomía de los Animales Domésticos, CP.: 3023. [2]Universidad de León, León-España. Facultad de Veterinaria. Departamento de Medicina, Cirugía y Anatomía Veterinaria. Doctor en Veterinaria. Profesor Titular. [3]Universidad de León, León-España. Facultad de Veterinaria. Departamento de Medicina, Cirugía y Anatomía Veterinaria. Doctor en Veterinaria. Profesor Catedrático.

Teléfono 0251-2592468, e-mail: jfonseca@ucla.edu.ve.

RESUMEN

El uso de la Imagen por Resonancia Magnética (IRM) en nefrología requiere la producción de imágenes con una calidad que permita realizar un diagnóstico certero, lo que facilita la evaluación morfológica y funcional de los riñones. Se han analizado las imágenes de 29 nefrografías por resonancia magnética (RM) realizadas en perros (*Canis lupus familiaris*) sanos con un determinado protocolo y dos tamaños de antena tipo envolvente (6 y 9 pulgadas). Cada nefrografía consistió en obtener imágenes coronales de ambos riñones ponderadas en T1, T2 y en T1 con contraste (nefrografía dinámica). El análisis cualitativo se realizó tomando en cuenta los detalles morfológicos y la nitidez, por su parte, el cuantitativo consistió en calcular la relación señal-ruido (SNR del inglés signal to noise ratio), relación contraste-ruido (CNR del inglés contrast to noise ratio), proporción de intensidad de señal (SIR del inglés signal intensity ratio) y porcentaje de ruido. De las imágenes ponderadas en T1, T2 y en T1 con contraste el 79,31%, 79,31% y 55,18% respectivamente fueron excelentes en cuanto a los detalles morfológicos y presentaron alta nitidez en el 79,31%, 75,86%, 48,3% de los casos respectivamente. La antena de 9 pulgadas fue la más adecuada para las imágenes ponderadas en T1, T2 y la de 6 pulgadas para las imágenes ponderadas en T1 con contraste. Las imágenes de la nefrografía dinámica fueron más sensibles al tamaño de la antena, su calidad fue inferior al resto desde el punto de vista cualitativo, no obstante, fueron adecuadas para la evaluación renal. Las imágenes analizadas presentaron una calidad adecuada para su uso en nefrología del perro y en la potencial aplicación de esta especie como modelo animal de enfermedad renal.

Palabras clave: perro, riñón, IRM, nefrografía.

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI) application in nephrology requires the production of images with adequate quality to diagnostic, to supply morphological and functional kidney assessment. We analyzed the images of 29 MRI nephrography made in healthy dogs (*Canis lupus familiaris*) with specific trial and two different volume type coils (6 and 9 inches). Each nephrography consist of T1-weighted, T2- weighted, and T1-weighted with contrast medium (dynamic nephrography) coronal images of both kidneys. Qualitative analysis was made considering morphological details and sharpness. Quantitative analysis included calculation of signal to noise ratio (SNR), contrast to noise ratio (CNR), signal intensity ratio (SIR) and percentage of noise. T1-weighted, T2- weighted, and T1-weighted with contrast medium images were excellent for morphological details in 79,31%, 79,31% y 55,18% respectively, and were high sharpness in 79,31%, 75,86%, 48,3% of cases respectively. The 9-inch coil was the most adequate to obtain T1 and T2-weighted images, and the 6-inch coil was the most adequate to obtain T1-weighted with contrast medium images. Dynamic nephrography images were more sensitive to coil size, and were lower quality than the remaining ones in terms of qualitative assessment; nevertheless these were suitable to renal assessment. The analyzed images were of adequate quality for use in dog nephrology and in the possible application of this specie like a renal disease animal model.

Key words: dog, kidney, MRI, nephrography.

Recibido: 05-03-2013 Aceptado: 19-03-2014

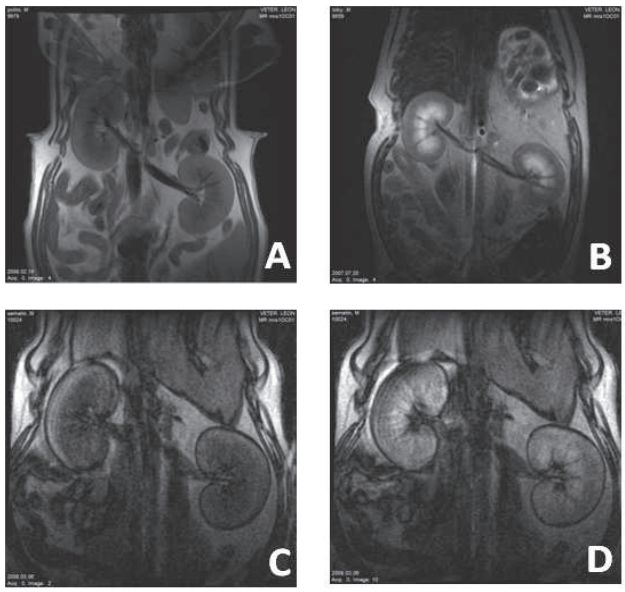
INTRODUCCIÓN

La Imagen por Resonancia Magnética (IRM) se ha convertido en una herramienta diagnóstica indispensable para el estudio de los tejidos blandos, su aplicación en el campo de la nefrología aún está en desarrollo, aunque ya se han obtenido avances importantes. Su capacidad para detectar y diferenciar la mayoría de los procesos patológicos depende, en gran parte, de la calidad de sus imágenes. Una imagen de buena calidad debe tener una clara definición de los bordes de las estructuras anatómicas, una buena resolución y un adecuado contraste de los tejidos. Estas características dependen de ciertos factores asociados al proceso de adquisición, por lo que se recomienda la evaluación de cada protocolo de examen para saber si la calidad de sus imágenes se adapta a los requerimientos de cada caso en particular. La calidad de las imágenes de RM se evalúa desde el punto de vista cualitativo o cuantitativo. En la evaluación cualitativa con frecuencia se determina el detalle morfológico, tomando en cuenta el órgano de interés para su ponderación. En la evaluación cuantitativa la característica más utilizada es la relación señal-ruido (SNR del inglés signal to noise ratio) [1], principalmente en la comparación de imágenes adquiridas con diferentes antenas o secuencias de pulso [2]. Éste parámetro se obtiene dividiendo la intensidad de la señal del tejido entre el ruido presente en la imagen, cuanto mayor sea la SNR menor será la cantidad de ruido y la imagen resultante tendrá mejor calidad [3]. El ruido es una cantidad de señal externa no asociada al paciente que se añade a la señal verdadera de la imagen. Este último resulta más evidente cuando el vóxel (cantidad de tejido correspondiente a un píxel en la imagen) es pequeño y su señal más débil, lo que le confiere a la imagen un aspecto granuloso. Existen otros parámetros como la proporción de intensidad de señal (SIR del inglés signal intensity ratio), que nos permite conocer el grado en que el órgano de interés se diferencia del fondo de la imagen, la relación contraste-ruido (CNR del inglés contrast to noise ratio) [4], que denota la habilidad de un protocolo de examen para distinguir entre varios contrastes dentro de la imagen y, el porcentaje de ruido presente en la imagen. La manipulación de los parámetros de adquisición determina, en parte, la calidad final de las imágenes ya que la mayoría tiene una influencia directa sobre ella. Por esta razón muchos trabajos se han centrado en la evaluación de la calidad de imagen con diferentes combinaciones de estos parámetros, estableciendo protocolos que permiten la obtención de imágenes con una calidad adecuada al diagnóstico clínico [5, 6, 7, 8, 9]. Recientemente se ha comenzado a utilizar la IRM en nefrología canina [10, 11, 12, 13], por ello es necesario conocer la calidad de las imágenes obtenidas con los protocolos utilizados, para lograr su optimización y adecuación al uso de esta especie como modelo animal de enfermedad renal humana. Nuestro objetivo ha sido evaluar la calidad de las imágenes con un equipo concreto de IRM, que se utiliza en el ámbito de la medicina experimental canina.

MATERIALES Y MÉTODOS

En este estudio hemos analizado las imágenes de 29 nefrografías por RM realizadas en perros adultos sanos con un equipo de 0,2T (General Electric® Modelo Signa Profile 2). Cada examen consistió en la adquisición de imágenes coronales de ambos riñones ponderadas en T1 sin contraste, ponderadas en T2 y ponderadas en T1 con contraste (nefrografía dinámica) con las secuencias de pulso espín eco, Fast espín eco y Fast SPGR respectivamente (Figura 1). El medio de contraste utilizado para la nefrografía dinámica fue el gadolinio-DTPA, las antenas utilizadas fueron de tipo envolvente y sus diámetros fueron 6 y 9 pulgadas. En la tabla I se muestran los valores de TR (tiempo de repetición), TE (tiempo de eco), FOV (campo de visión del inglés field of view) y NEX (número de excitaciones) utilizados con cada tipo de imagen. En todos los casos se aplicó un ángulo de basculación de 90º y la matriz de adquisición fue 256x192. Todas las imágenes fueron analizadas con el software Osiris versión 4.19. La calidad de las imágenes se evaluó de forma cualitativa según la discriminación de los detalles morfológicos y la nitidez observada en cada una. Estas características

Figura 1. Imágenes analizadas en cada estudio. A. Ponderadas en T1, B. Ponderadas en T2, C y D son imágenes ponderadas en T1 precontraste y postcontraste respectivamente que forman parte de la nefrografía dinámica.



	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	NEX
Ponderada en T1	430,69 ± 65,38	34,41 ± 2,47	238,62 ± 21,99	4
Ponderada en T2	3118,62 ± 420,14	117,59 ± 10,86	237,24 ± 21,86	5
Nefrografía dinámica	39,51 ± 0,61	19,16 ± 0,43	223,45 ± 13,17	1

Tabla I. Media y desviación estándar del TR, TE, FOV y NEX utilizados en la adquisición de los tres tipos de imagen. TR: tiempo de repetición, TE: tiempo de eco, FOV: campo de visión, NEX: número de excitaciones.

fueron ponderadas mediante una escala de calificación, en el caso de los detalles morfológicos las categorías de la misma fueron desde 1 (pobre o sin discriminación) hasta 3 (excelente discriminación) y en el caso de la nitidez fueron desde 1 (baja nitidez) hasta 3 (alta nitidez). En el análisis cuantitativo fueron calculados la SNR, CNR, SIR y el porcentaje de ruido mediante la aplicación de las siguientes fórmulas:

[14]

[15]

[16]

Donde SIc es la intensidad de señal de la corteza renal, N es el ruido y SIf es la intensidad de señal del fondo. En todas las fórmulas utilizamos la intensidad de señal de la corteza renal para representar el órgano de interés, seleccionamos esta zona del parénquima por ser la parte más externa del riñón, la cual debe diferenciarse claramente del resto de tejidos para proporcionar una buena definición de bordes. Para obtener el valor de intensidad de señal en cualquier parte de la imagen se utiliza la herramienta ROI (del inglés region of interest), con ésta se traza una línea alrededor de la zona a medir y automáticamente aparece un recuadro con el valor de intensidad de señal del área seleccionada. En algunos casos se necesita conocer el valor del ruido presente en la imagen, éste se obtiene calculando la desviación estándar de la intensidad de señal del fondo [5] que corresponde a la zona fuera del paciente [2]. En este análisis cuantitativo se realizó una comparación de los valores obtenidos con cada tamaño de antena (6 y 9 pulgadas) para determinar cuál proporciona imágenes de mayor calidad. Los datos obtenidos fueron analizados mediante las pruebas t de Student (análisis paramétrico) y Chi cuadrado (análisis no paramétrico), esta última con los correspondientes coeficientes de de asociación (gamma, d de somers y Tau-b de Kendall). Todos los resultados fueron considerados estadísticamente significativos para el valor de $p < 0,05$.

RESULTADOS

En las tablas II y III se muestran los resultados del análisis cualitativo de las imágenes. Un alto porcentaje de las imágenes ponderadas en T1 y T2 presentaron una excelente discriminación de los detalles morfológicos, con respecto a su nitidez podemos ver que un alto porcentaje de las mismas presenta alta calidad. En las imágenes de la nefrografía dinámica la calidad fue inferior comparada con los otros tipos de imagen del estudio, en su mayoría presentaron excelente discriminación de los detalles morfológicos pero en menor proporción. En cuanto a su nitidez los porcentajes de las imágenes con calidad alta o media fueron similares, además de superiores al porcentaje de imágenes de baja calidad. Para el análisis cuantitativo los valores obtenidos fueron comparados en función del tipo de imagen y del tamaño de la antena utilizada (Tablas V, VI y VII). El porcentaje de ruido fue similar en las imágenes ponderadas en T1 y T2, pero en T2 la SNR, SIR y CNR fueron inferiores. En las imágenes de la nefrografía dinámica los valores de SNR, SIR, CNR fueron inferiores y el porcentaje de ruido fue superior con respecto a las imágenes ponderadas en T1 y T2. Al comparar las imágenes obtenidas con los dos tamaños de antena se observó que los valores de SNR, SIR, CNR de las imágenes ponderadas en T1 fueron superiores cuando se utilizó la antena de 9 pulgadas, el porcentaje de ruido en este caso fue inferior. Los valores de SNR y SIR en las imágenes ponderadas en T2 fueron superiores con la antena de 9 pulgadas, el CNR fue inferior y el porcentaje de ruido fue superior comparados con los valores obtenidos con la antena de 6 pulgadas. En el caso de la nefrografía dinámica, la antena de 6 pulgadas proporcionó imágenes con valores de SNR, SIR, CNR superiores y con menor porcentaje de ruido, comparadas con las obtenidas con la antena de 9

Calidad	Ponderadas en T1	Ponderadas en T2	Nefrografía dinámica
1. Pobre o Sin discriminación	3,45	3,45	10,34
2. Suficiente	17,24	17,24	34,48
3. Excelente	79,31	79,31	55,18

Tabla II. Distribución porcentual de la calidad de las imágenes evaluadas según sus detalles morfológicos.

pulgadas. Existen diferencias estadísticamente significativas entre las imágenes de la nefrografía dinámica adquiridas con ambas antenas ($p < 0,05$), en este caso las imágenes de mayor calidad fueron obtenidas con la antena de 6 pulgadas, en las que la SNR fue superior y el porcentaje de ruido fue inferior al presente en las imágenes obtenidas con la antena de 9 pulgadas.

DISCUSIÓN

Evaluación cualitativa

La calidad de las imágenes en RM depende de múltiples factores asociados al proceso de adquisición [3, 5, 17], entre estos factores se encuentran algunos parámetros de imagen que pueden ser manipulados por el operador para obtener la calidad deseada. Se ha observado que en algunos trabajos de IRM del aparato urinario se ha incluido una evaluación cualitativa de las imágenes [18, 19, 20], el propósito de esta evaluación es determinar si el protocolo utilizado produce imágenes con las características necesarias para emitir un buen diagnóstico. Por esta razón se toman en cuenta los detalles morfológicos centrándose en el órgano de interés. Cuando el examen se utiliza para el diagnóstico de enfermedades específicas del tracto urinario la evaluación se enfoca en la capacidad de las imágenes para mostrar con detalle las vías urinarias [20, 21]. En la evaluación renal es necesario obtener imágenes con buena discriminación de los detalles morfológicos que permitan, entre otras cosas, la visualización de las lesiones del parénquima. También se requiere que exista una buena diferenciación corticomedular y buena definición de bordes para detectar con facilidad los límites del órgano, de esta manera se reducen las posibilidades de error al realizar medidas lineales y al trazar las regiones de interés (ROIs), estas últimas se utilizan para medir áreas, calcular volúmenes y elaborar la curva intensidad-tiempo que permite realizar evaluaciones funcionales. En este estudio se verificó que un alto porcentaje de las imágenes ponderadas en T1 y T2 presentó una excelente discriminación de los detalles morfológicos, por lo que se consideran adecuadas para realizar una evaluación renal. Teniendo en cuenta la nitidez se observó que la calidad fue alta en un porcentaje importante de las imágenes analizadas. Aunque las imágenes tienen una calidad adecuada a las necesidades del examen sería oportuno modificar los parámetros de adquisición (TR, TE, FOV, NEX y Matríz de adquisición) para disminuir la cantidad de ruido y aumentar la cantidad de imágenes de alta calidad [22, 23, 24]. Las imágenes de la nefrografía dinámica presentaron una calidad inferior a los otros tipos de imagen en lo que se refiere a los detalles morfológicos. No obstante estos detalles fueron suficientes para el examen, se observaron claramente los bordes renales, necesarios para el correcto trazado de las ROIs. Respecto a la nitidez observamos que la cantidad de imágenes de calidad alta y media es casi la misma. La evaluación de esta característica se basa en una apreciación subjetiva de la cantidad de ruido presente en las imágenes, aunque éstas presentaron una calidad aceptable, se podrían modificar los parámetros de adquisición que influyen directamente en la relación señal-ruido, lo que aumentaría el número de imágenes de buena calidad. Es importante tener en cuenta que para este tipo de imágenes el tiempo

Calidad	Ponderadas en T1	Ponderadas en T2	Nefrografía dinámica
1. Baja.	3,45	3,45	6,90
2. Media.	17,24	20,69	44,80
3. Alta	79,31	75,86	48,3

Tabla III. Distribución porcentual de la calidad de las imágenes evaluadas según su nitidez.

Tipo de imagen	SNR	SIR	CNR	% de Ruido
Ponderada en T1	33,02 ± 12,13	22,01 ± 14,35	31,11 ± 12,47	3,61 ± 1,73
Ponderada en T2	31,59 ± 9,72	20,71 ± 10,70	28,69 ± 8,43	3,61 ± 1,20
Nefrografía dinámica	27,91 ± 11,62	10,82 ± 4,61	25,53 ± 11,56	4,09 ± 1,50

Tabla IV. Media y desviación estándar de los parámetros evaluados en el análisis cuantitativo de las imágenes ponderadas en T1, T2 y nefrografía dinámica. SNR: relación señal-ruido, SIR: proporción de intensidad de señal, CNR: relación contraste-ruido.

Tipo de antena	SNR	SIR	CNR	% de Ruido
6 pulgadas	26,07 ± 11,86	15,85 ± 12,85	24,07 ± 11,98	4,63 ± 2,10
9 pulgadas	38,64 ± 9,99	27,40 ± 13,89	36,94 ± 10,27	2,81 ± 1,04

Tabla V. Media y desviación estándar de los parámetros evaluados en el análisis cuantitativo de las imágenes ponderadas en T1, obtenidos con las antenas de 6 y 9 pulgadas. SNR: relación señal-ruido, SIR: proporción de intensidad de señal, CNR: relación contraste-ruido.

Tipo de antena	SNR	SIR	CNR	% de Ruido
6 pulgadas	31,49 ± 11,23	20,39 ± 9,25	30,76 ± 7,95	3,26 ± 0,85
9 pulgadas	32,73 ± 8,34	21,89 ± 11,92	28,23 ± 8,17	3,61 ± 1,04

Tabla VI. Media y desviación estándar de los parámetros evaluados en el análisis cuantitativo de las imágenes ponderadas en T2, obtenidos con las antenas de 6 y 9 pulgadas.SNR: relación señal-ruido, SIR: proporción de intensidad de señal, CNR: relación contraste-ruido.

Tipo de antena	SNR	SIR	CNR	% de Ruido
6 pulgadas	33,64 ± 14,38	13,02 ± 5,77	31,23 ± 14,35	3,34 ± 1,05
9 pulgadas	24,55 ± 7,49	9,61 ± 2,84	22,20 ± 7,37	4,43 ± 1,45

Tabla VII. Media y desviación estándar de los parámetros evaluados en el análisis cuantitativo de las imágenes de la nefrografía dinámica, obtenidos con las antenas de 6 y 9 pulgadas.

de adquisición juega un papel fundamental, de éste dependen la cantidad y calidad de la información funcional obtenida, las cuales son mayores a medida que el tiempo disminuye. Por lo tanto, se debe vigilar que los cambios de los parámetros de adquisición no lo afecten, esto garantizará que la información funcional se registre de igual manera en todos los casos.

Evaluación cuantitativa

La evaluación cuantitativa de las imágenes de RM se ha utilizado anteriormente [15] y consiste en el cálculo de diferentes parámetros como SNR, SIR, CNR y porcentaje de ruido. Aunque la SNR es difícil de comparar entre diferentes equipos, su determinación es útil para evaluar las imágenes provenientes del mismo equipo y adquiridas con el mismo protocolo. Por lo tanto, servirá como parámetro cuantificable de referencia para mejorar la calidad de las imágenes mediante la modificación de los parámetros de adquisición empleados en este estudio. Al evaluar las imágenes ponderadas en T1 y T2 se pudo observar que el porcentaje de ruido es similar pero en T2 la SNR es menor que en T1, esto podría explicarse porque la intensidad de señal de la corteza renal es menor en T2 debido a que contiene menor cantidad de agua, en este tipo de imágenes la intensidad de señal aumenta a medida que lo hace el contenido de agua de los diferentes tejidos. En las imágenes de la nefrografía dinámica los valores de SNR, SIR, CNR fueron inferiores y el porcentaje de ruido fue superior a los observados en las imágenes ponderadas en T1 y T2. Esto se debe a que la secuencia de pulso Fast SPGR tiene una mayor susceptibilidad a los artefactos y al ruido que las otras secuencias utilizadas, además de que la intensidad de señal generada es menor. La evaluación de las imágenes según el tamaño de la antena utilizada permitió verificar que las imágenes ponderadas en T1 son de mejor calidad si se obtienen con la antena de 9 pulgadas, ya que presentan una SNR superior y un menor porcentaje de ruido. En el caso de las imágenes ponderadas en T2 los valores son muy similares, la antena de 9 pulgadas proporcionó imágenes con mayor SNR a pesar de que tienen mayor porcentaje de ruido, esto se debe a que la SIR fue mayor en este caso. La SNR de las imágenes de la nefrografía dinámica obtenidas con la antena de 9 pulgadas fue inferior a la obtenida en los otros tipos de imagen, esto coincide con los resultados de la evaluación cualitativa, en el caso de la antena de 6 pulgadas fue lo contrario, las imágenes obtenidas con esta última fueron superiores a las generadas por la antena de 9 pulgadas. Una explicación lógica es que la secuencia de pulso utilizada en este caso es muy sensible a los artefactos y ruido generados por ciertos factores como movimientos, entre otros, la antena de 6 pulgadas al ser más pequeña y tener un menor espacio entre ésta y el paciente disminuye la posibilidad de aparición de artefactos y la cantidad de ruido. Por lo tanto, cuando se requiera utilizar la antena de mayor diámetro se deben modificar los parámetros de adquisición para aumentar la SNR [23, 25]. Entre las modificaciones de los parámetros de adquisición, necesarias para mejorar la calidad de las imágenes de la nefrografía dinámica, podemos mencionar la disminución del tamaño de la matriz de adquisición y del ancho de banda [23]. También se pueden modificar el TR y TE cuidando que los cambios no afecten el tiempo de adquisición. El ángulo de basculación utilizado en este protocolo debería mantenerse igual para garantizar una relación lineal entre la intensidad de la señal y la concentración de Gd-DTPA esperada en el riñón [26, 27]. La SIR, CNR y porcentaje de ruido pueden servir de referencia para futuros estudios renales realizados en equipos similares. En los resultados se pudo observar que existe una influencia significativa del tipo de antena sobre la calidad de las imágenes ponderadas en T1, T2 y las de la nefrografía dinámica, por esta razón y con base en los resultados, se recomienda utilizar la antena más grande para la adquisición de imágenes ponderadas en T1 y T2, así como la antena más pequeña, siempre que el tamaño del paciente lo permita, para la nefrografía dinámica porque favorece la calidad de las imágenes que aportan la información funcional.

CONCLUSIONES

La mayoría de las imágenes obtenidas con el protocolo aplicado en este estudio presentan una excelente discriminación de los detalles morfológicos y una alta nitidez.

El uso de antenas de menor tamaño proporciona imágenes de mayor calidad en la nefrografía dinámica. En el caso de la evaluación morfológica, las antenas de mayor tamaño son las que proporcionan imágenes ponderadas en T1 y T2 de mayor calidad.

Los resultados obtenidos permiten concluir que el protocolo utilizado produce imágenes con calidad adecuada para evaluar los riñones en el perro (*Canis lupus familiaris*) con un equipo de bajo campo.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Jagan MR, Prasad V. Step by Step MRI. Editorial Taylor & Francis, Inc.; 2005. p. 117.

[2] Parrish TB, Gitelman DR, LaBar KS. Mesulam M-M. Impact of signal-to-noise on functional MRI. Magnet Reson Med 2000; (44):925-932.

[3] Markisz JA, Aquilia MG. Technical magnetic

resonance imaging. USA: Editorial McGraw-Hill Professional; 1996. p. 15-31.

[4] Buerke B, Allkemper T, Kugel H, Bremer C, Evers S, Kooijman H, et al. Qualitative and quantitative analysis of routinely postprocessed (CLEAR) CE-MRA data sets: are SNR and CNR calculations reliable? Acad Radiol 2008; 15 (9):1111-1117.

[5] Tao L, Mirowitz SA. Fast T2-weighted MR imaging: impact of variation in pulse sequence parameters on image quality and artifacts. Magn Reson Imaging 2003; 21 (7):745-753.

[6] Keenan NG, Grasso A, Locca D, Roughton M, Gatehouse PD, Firmin DN, et al. Comparison of 2D and multislab 3D magnetic resonance techniques for measuring carotid wall volumes. J Magn Reson Imaging 2008; 28 (6):1476-1482.

[7] Madelin G, Oesingmann N, Inglese M. Double inversion recovery MRI with fat suppression at 7 Tesla: Initial experience. J Neuroimaging 2010; 20(1):87-92.

[8] Michaely HJ, Kramer H, Weckbach S, Dietrich O, Reiser MF, Schoenberg SO. Renal T2-weighted turbo-spin-echo imaging with BLADE at 3.0 Tesla: initial experience. J Magn Reson Imaging 2008; 27(1):148-153.

[9] Cohen-Adad J, Hoge RD, Leblond H, Xie G, Beaudoin G, Song AW, et al. Investigations on spinal cord fMRI of cats under ketamine. Neuroimage 2009; 44 (2):328-339.

[10] Schoenberg SO, Bock M, Kallinowski F, Just A. Correlation of hemodynamic impact and morphologic degree of renal artery stenosis in a canine model. J Am Soc Nephrol 2000b; (11):2190-2198.

[11] Suga K, Ogasawara N, Okasaki H, Sasai K, Matsunaga N. Functional assessment of canine kidneys after acute vascular occlusion on Gd-DTPA-enhanced dynamic echo-planar MR imaging. Invest Radiol 2001; 36: 659-676.

[12] Ai-Shi L, Jing-Xia X. Functional evaluation of normothermic ischemia and reperfusion injury in dog kidney by combining mr diffusion-weighted imaging and Gd-DTPA enhanced first-pass perfusion. J Magn Reson Imaging 2003; 17:683-693.

[13] Cavrenne R, MAI W. Time-resolved renal contrast-enhanced MRA in normal dogs. Vet Radiol Ultrasound 2009; 50(1):58-64.

[14] Lauzon ML, Mahallati H, Frayne R. Time-Efficient Breath-Hold Abdominal MRI at 3.0 T. Am J Roentgenol 2006; 187: 649-657.

[15] Maher MM, Prasad TA, Fitzpatrick JM, Corr J, Williams DH, Ennis JT, et al. Spinal dysraphism at MR urography: Initial experience. Radiology 2000; 216:237-241.

[16] Asao C, Hirai T, Imuta M, Okuda T, Goto Y, Hamaguchi M, et al. Signal intensity of the normal pontine tegmentum on T2-weighted MR imaging. Neuroradiology 2006; 48 (3):166-170.

[17] Schmalbrock P. Comparison of three-dimensional fast spin echo and gradient echo sequences for high-resolution temporal bone imaging. J Magn Reson Imaging 2000; 12 (6): 814-825.

[18] Nolte-Ernsting C, Tacke J, Adam G, Haage P, Jung P, Jakse G, et al. Diuretic-enhance gadolinium excretory MR urography: comparison of conventional gradient-echo sequence and echo planar imaging. Eur Radiol 2001; 11:18-27.

[19] Ramos de Campos M, Juan J, Navalón P, Ordoño F, Fabuel M, Zaragoza J. Uso de la urografía por resonancia magnética en el estudio del aparato urinario frente a la urografía convencional. Actas Urol Esp 2007; 31 (3): 253-261.

[20] Hagspiel K, Butty S, Nandalur K, Bissonette E, Paul M, Leung D, et al. Magnetic resonance urography for the assessment of potential renal donors: comparison of the RARE technique with a low-dose gadolinium-enhanced magnetic resonance urography technique in the absence of pharmacological and mechanical intervention. Eur Radiol 2005; 15: 2230-2237.

[21] Rohrschneider W, Haufe S, Wiesel M, Tönshoff B, Wunsch R, Darge K, et al. Functional and morphologic evaluation of congenital urinary tract dilatation by using combined static-dynamic MR urography: Findings in kidneys with a single collecting system1. Radiology 2002; 224 (3): 683-694.

[22] Trattnig S, Kontaxis G, Breitenseher M, Czerny C, Rand T, Turetschek K, et al. MRI on low-field tomography systems (0.2 Tesla). A quantitative comparison with equipment of medium-field strength (1.0 Tesla). Radiologe 1997; 37 (10):773-777.

[23] Tao L, Mirowitz SA. T2-weighted echo planar MR imaging of the abdomen optimization of imaging parameters. Clin Imaging 2003; 27 (2):124-128.

[24] Yamashita E, Iwata N, Kinoshita T, Ogawa T, Hirata Y. Evaluation of three-dimensional fast spoiled gradient recalled acquisition in the steady state (FSPGR) using ultra magnetic field 3-Tesla MRI for optimal pulse sequences of T1-weighted imaging. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 2006; 62 (2):297-304.

[25] Chisin R, Buxton RB, Ragozzino MW, Beaulieu PA, Fabian RL, Brady TJ. Preliminary clinical results with low flip angle spin-echo MR imaging of the head and neck. Am J Neuroradiol. 1989; 10 (4):719-724.

[26] Jones R, Pérez-Brayfield M, Kirsch A, Grattan-Smith J. Renal transit time with MR urography in children. Radiology 2004; 233: 41-50.

[27] Grenier N, Pedersen M, Hauger O. Contrast agents for functional and cellular MRI of the kidney. Eur J Radiol 2006; 60 (3): 341-352.