



MX9900122

SPECT RENAL CON ^{99m}Tc -DMSA. REORIENTACIÓN Y PROCESAMIENTO

*José L. Rodríguez,
Alejandro Perera,
Roberto Fraxedas.*

*Centro de Investigaciones Clínicas.
34 # 4501 e/ 45 y 47 Kohly, Playa,
C. Habana, Cuba.*

Resumen

Para el estudio de diferentes afecciones renales con repercusión en el parénquima es ampliamente usada la gammagrafía plana con ^{99m}Tc -DMSA, aunque no así la técnica de SPECT. En general, la diferente inclinación y orientación de los ejes longitudinales de ambos riñones en los pacientes conlleva a una alta variabilidad en la detección de los diferentes tipos de defectos y a un posible diagnóstico equivoco. Con vistas a esto se desarrolló en nuestro centro una metodología para la reorientación automatizada de los diferentes volúmenes renales obtenidos por SPECT y su posterior procesamiento, obteniéndose como resultado un software con un alto grado de independencia del operador.

De esta forma se logra una estandarización del procedimiento y nos permite, con mayor rigor, realizar estudios evolutivos de los pacientes.

Introducción

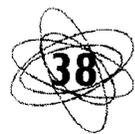
En los últimos tiempos la gammagrafía renal con ^{99m}Tc -DMSA ha sido ampliamente usada no sólo para el estudio de diferentes tipos de lesiones pielonefriticas (1,2), sino también en el diagnóstico de otras patologías renales (3,4).

En la evaluación de este tipo de lesiones generalmente se pueden determinar dos tipos de defectos, los de tipo inflamatorios

que se reflejan en las imágenes como una o varias zonas de hipofijación sin alteración del contorno externo y los de tipo cicatriciales que provocan deformaciones en el parénquima renal de carácter irreversible. Debido a que cada tipo de lesión lleva aparejado un pronóstico diferente, es importante determinar lo más exactamente posible la presencia de uno u otro tipo de defecto.

En trabajos recientes se ha visto que existe una diferencia en el número de defectos entre Tomografía Computarizada de Emisión de Fotón Único (SPECT) con ^{99m}Tc -DMSA y las imágenes planares (5) lo que pudiese estar en correspondencia con una mayor sensibilidad, mejor relación órgano-fondo y una resolución espacial alta que caracterizan los estudios de SPECT (6).

Por otro lado, tanto en los estudios planos como en las imágenes de SPECT, la inclinación de los ejes longitudinales de los riñones respecto al plano en el que se realiza la adquisición, puede afectar en alguna medida la detección y clasificación de cada tipo de defecto ya que los cortes que se obtienen quedan con cierta inclinación que dificulta la valoración exhaustiva de la patología a estudiar. Algunos autores han trabajado en el análisis de los cortes tomográficos teniendo en cuenta la reorientación de cada riñón (7).



Debido a todo lo anterior, nos dimos a la tarea de obtener una metodología a partir de un software que reoriente de forma automatizada los volúmenes de cada unidad renal por separado hasta una posición estándar a partir de la cual se pudiesen analizar los defectos y realizar un análisis cualitativo de los defectos encontrados por ambas técnicas.

Materiales y métodos

Para elaborar el algoritmo en cuestión se realizó un software empleando lenguajes FORTH y ensamblador de la CPU Motorola 68020 sobre una estación de trabajo y procesamiento de imágenes SOPHY-20P, esta última está conectada a una cámara gamma con sistema SPECT (Sophycamera DS7, Sopa Medical).

Etapas del algoritmo

Se tomaron como datos de entrada los cortes no reorientados obtenidos a partir de la reconstrucción de los estudios tomográficos.

El procedimiento que se realizó en cada riñón por separado, debido a su diferente orientación espacial, constó de tres etapas:

1. Centrado geométrico.
2. Rotaciones en los planos frontal y sagital.
3. Rotación axial.

Centrado geométrico

En la primera parte se creó una máscara tridimensional que envuelve al riñón y permite trabajar con los valores de este último excluyendo la actividad extrarrenal significativa. A cada punto del volumen con valor diferente de cero le fue asignado el valor "1" y el resto "0", obteniéndose de esta forma una matriz tridimensional homogénea donde el volumen renal estaba representado por el valor unitario. A partir de aquí se obtuvo el valor del centro de

gravidad de estos cortes que corresponde con el centro geométrico del volumen renal en cuestión. El centro de coordenadas se trasladó hasta este punto así hallado.

Rotaciones en los planos frontal y sagital

Para analizar la inclinación en estos planos se utilizó una imagen "suma" resultado de la proyección de todo el volumen renal centrado en cada uno de estos planos, se tomaron los valores del contorno interno de estas proyecciones y a partir de una regresión por el método de mínimos cuadrados se ajustaron a los valores de una línea recta que coinciden con los del eje antes mencionado, se calcularon los ángulos de inclinación de ésta respecto a la vertical para posteriormente rotar todo el volumen a una inclinación estándar.

Rotación axial

Una vez que el volumen analizado fue rotado en los planos sagital y frontal, se tomaron varios cortes de la zona media del riñón, representativos de la pelvis renal, los mismos fueron sumados hasta obtener la mejor delineación de esta última. A partir del centro de rotación se realizaron búsquedas radiales lineales en diferentes direcciones (64), sumando el valor de los conteos de cada punto interceptado por esta línea. La dirección con el menor valor total de conteos se tomó como la posición media de la pelvis renal, se calculó el ángulo entre ésta y el plano frontal. Todos los cortes axiales fueron rotados en este ángulo.

Después de obtener ambas imágenes para un riñón, se procedió a aplicar la misma secuencia de pasos al riñón contralateral.

Validación del algoritmo

Para la validación y puesta a punto del algoritmo se tomó una muestra de 35 pacientes (64 unidades renales) con criterio clínico de pielonefritis aguda, a los que se

les administró 5 mCi (185MBq) de ^{99m}Tc -DMSA (CENTIS, Cuba) y se adquirieron vistas planares y tomográficas de 2-3 horas posadministración con el sistema SPECT expuesto anteriormente, equipado con un colimador de bajas energías y alta resolución. La adquisición de las imágenes planas se realizó en formato de 128×128 pixels con un minuto de duración y aproximadamente 300×103 cuentas cada una, en proyecciones posterior y oblicuas posteriores a 45° . La adquisición de las imágenes tomográficas se hizo en una matriz de 128×128 pixels a 10 segundos por vista con un total de 128 proyecciones. Las imágenes fueron reconstruidas por el método de la retroproyección filtrada con un filtro Butterworth 4/16 (orden 4, frecuencia de corte 0.25 ciclos/pixel). Se realizó substracción de fondo para delimitar los contornos renales claramente, el valor promedio del mismo fue alrededor del 10% del máximo de actividad. De esta reconstrucción se obtuvieron los cortes axiales, frontales y sagitales sobre los que aplicamos el algoritmo.

Finalmente se analizó la concordancia entre las imágenes planas y las tomográficas posprocesamiento teniendo en cuenta su clasificación en defectos de hipofijación o de contorno y su ubicación topográfica por un grupo de tres observadores diferentes, quienes a su vez calificaron de buena, regular o mala la reorientación en sí.

El procesamiento estadístico de los resultados se realizó en el sistema SPSS/W usando el test de Wilcoxon con un nivel de significación de 0,05.

Resultados y discusión

Se implementó un algoritmo en lenguaje Forth con poca dependencia del operador y una gran reproducibilidad entre los mismos, el mismo muestra al final del procesamiento los cortes tomográficos en los diferentes planos con una orientación

estándar. El programa así obtenido resultó tener una interfase amigable y de fácil manejo por los operadores. El grupo de tres observadores independientes calificaron de buena la reorientación de todas las unidades renales.

Al analizar el número total de lesiones se detectaron 151 defectos en imágenes planas y 153 en las tomográficas, con una concordancia topográfica del 79,2 % ($p < 0,05$). Esto es una medida de la similitud en la detectabilidad de los defectos por ambas técnicas. La diferencia en la concordancia topográfica se hace marcada al separar las lesiones por su tipo: 67,7% en el caso de las hipofijaciones y sólo 26,2% para las de contorno. De forma general se detectaron más defectos de hipofijación en imágenes planas y de SPECT sin reorientar, que en las reorientadas, de forma contraria sucedió con las lesiones de contorno. Algunos autores han reportado que el uso del SPECT para detectar la presencia de daño permanente del parénquima renal es más efectivo que las imágenes planares aunque aún no existe consenso al respecto (7-11). Todo esto debe estar relacionado con la diferencia en el contenido de la frecuencia espacial de ambas técnicas.

Conclusiones

El software obtenido de esta forma constituye toda una metodología de procesamiento del SPECT renal con un alto grado de independencia del operador. De esta forma se logra una estandarización del procedimiento, aumentar las potencialidades y uso de los sistemas SPECT en la nefrología nuclear y nos permite, con mayor rigor, realizar estudios evolutivos de los pacientes.

Bibliografía

1. Shanon A., Feldman W., McDonald P. *et al.* "Evaluation of renal scars by technetium labeled dimercaptosuccinic acid scan, intravenous urography and ultrasonography: a comparative study". *J. Pediatric* 1992; 120:399-403.
2. Majd M., Rushton H. G. "Renal cortical scintigraphy in the diagnosis of acute pyelonephritis". *Semin. Nucl. Med.* 1992;22(2):98-111.
3. Groshar D., Gorenberg V., Weissman I., Livne P. M., Front D. "Detection of permanent damage in kidneys with vesicoureteral reflux by quantitative single photon emission computerized tomography (SPECT) uptake of 99m technetium labeled dimercaptosuccinic acid". *J. Urol* 1996;155(2):664-7.
4. Cook G. J., Lewis M. K., Clarke S. E. "An evaluation of 99Tcm-DMSA SPET with three-dimensional reconstruction in 68 patients with varied renal pathology". *Nucl. Med Commun* 1995;16(11):958-67.
5. Mouratidis B., Ash J. M., Gilday D. L. "Comparison of planar and SPECT 99mTc-DMSA scintigraphy for the detection of renal cortical defects in children". *Nucl. Med. Commun* 1993;14:82-6.
6. Williams E. D. "Renal single photon emission computed tomography: Should we do it?". *Semin. Nucl. Med.* 1992;22:112-21.
7. Vignati A., Mazzuccheli L. *et al.* "Cylindrical multi-slice diagrams from renal SPECT". *Eur J. Nucl. Med.* 1994;21:767.
8. Itoh K., Yamashita T., Tsukamoto E., Nonomura K., Furudate M., Koyanagi T. "Qualitative and quantitative evaluation of renal parenchymal damage by (99m)Tc-DMSA planar and SPECT scintigraphy". *Ann Nucl. Med.* 1995;9:23-8.
9. Buscombe J. R., Hilson A.J.W, Hall M.L. *et al.* "Does three dimensional display of SPECT data improve the accuracy of technetium-99m DMSA imaging of the kidneys? *J. Nucl. Med. Technol* 1995;23:12-7.
10. Yen T.C, Chen W. P, Chang S. L, Liu R. S, Yeh S. H., Lin C. Y. "Technetium-99m-DMSA renal SPECT in diagnosing and monitoring pediatric acute pyelonephritis". *J. Nucl. Med.* 1996;37:1349-53.
11. De Sadeleer C, Bossuyt A., Goes E., Piepsz A. "Renal technetium-99m-DMSA SPECT in normal volunteers". *J. Nucl. Med.* 1996;37:1346-9.

