

Un nuevo algoritmo para la reducción del artefacto de anillo en tomografía computarizada de pequeño animal

C. de Molina¹, M. Abella¹, J. J. Vaquero¹, A. Sisniega¹, M. Desco^{1,2,3}

¹ Dept. Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, España

² Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón, Madrid

³ Centro de investigación en red en salud mental (CIBERSAM), Madrid

Resumen

En tomógrafos que utilizan un detector de tipo flat panel describiendo una trayectoria circular aparecen artefactos de anillo en las imágenes debido a diferencias de ganancia en los píxeles del detector. Este trabajo presenta un nuevo algoritmo de corrección del artefacto de anillo para escáneres de pequeño animal con geometría cone-beam. En primer lugar, se extrae la componente de alta frecuencia de cada proyección restando una versión paso bajo. A continuación, movemos una ventana sobre esta imagen y realizamos un test de homogeneidad para cada posición: aquellas filas cuya desviación estándar esté por encima de un umbral dado se considera que contienen artefactos de anillo además de ruido y son seleccionadas para generar el vector de corrección en el que cada punto representa un factor aditivo de corrección para cada muestra en la dimensión radial. El método se ha validado en cinco cilindros homogéneos y diez estudios de pequeño animal (ratas y ratones de laboratorio) adquiridos con un tomógrafo de rayos X de alta resolución (micro-TAC) diseñado en el laboratorio. Los resultados demuestran la validez del algoritmo. Las ventajas de nuestro algoritmo son: el reducido coste computacional, la no degradación de las imágenes y que es completamente automático.

1. Motivación

Los defectos y las diferencias de ganancia en los píxeles del detector aparecen como líneas rectas en los sinogramas debido a que se corresponden a la misma posición radial en todos los ángulos. Estas líneas se convierten en anillos concéntricos en la imagen reconstruida, que se conocen como artefacto de anillo. Los artefactos de anillo dificultan el análisis cuantitativo y cualitativo de los estudios de TAC de alta resolución, por lo que es necesario el desarrollo de algoritmos para compensarlos [1].

Existen diferentes algoritmos de corrección del artefacto de anillo en la literatura [2,3,4,5,6,7,8,9,10] que se pueden clasificar según el espacio en el que se apliquen: en la imagen (normalmente implican una conversión a coordenadas polares) o en la proyección. En [3] se propone la eliminación del artefacto mediante un filtro *Butterworth* en el dominio de Fourier del sinograma. En [4] se obtiene un vector de corrección en el espacio de la proyección, que idealmente contendrá únicamente las componentes debidas al artefacto de anillo, que se restará de las proyecciones. Se han propuesto aproximaciones similares en la imagen reconstruida [9,11], y en la proyección [8,9]. En [10] se propone un método más sofisticado basado en la transformada wavelet de la

imagen reconstruida para extraer el patrón del artefacto. Una aproximación interesante, propuesta por Sijbers y Postnov [5], transforma la imagen reconstruida a polares y crea un vector de corrección a partir de áreas homogéneas de la imagen. El paso a polares implica la operación de interpolación que degrada la imagen original y supone un alto coste computacional.

En este trabajo se propone un nuevo método de corrección del artefacto de anillo. El método de basa en la idea de Sijbers y Postnov [5], con la diferencia de que trabaja en el espacio de la proyección, presenta menor coste computacional y no requiere interpolación. Se presentan resultados en estudios reales tanto de maniqués como de pequeño animal.

2. Materiales y métodos

Los artefactos de anillo que persisten después de la corrección de píxeles “muertos” y de campo plano en el detector pueden deberse a la respuesta no lineal del detector [8]. La diferencia de ganancia en los píxeles del detector produce líneas rectas en la dimensión angular del volumen de proyección que son normalmente difíciles de detectar (Figura 1).

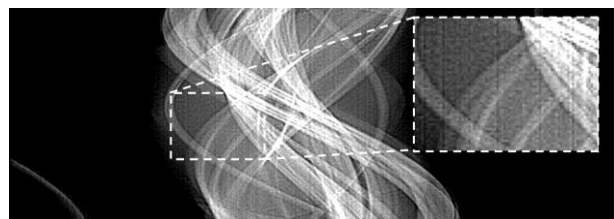


Figura 1. Rodaja del volumen de proyección de un estudio de rata a la que se le ha aplicado un filtro paso alto para que los artefactos sean evidentes (líneas rectas en la dimensión angular).

El algoritmo propuesto trabaja con un volumen de proyección de $N_p \times N_\phi \times N_z$ píxeles donde N_p es el número de muestras en la dimensión radial, N_ϕ es el número de muestras en dimensión angular o número de proyecciones, y N_z es el número de rodajas. El objetivo es crear una imagen de corrección de dimensiones $N_p \times N_z$ que se aplicará a cada proyección. El algoritmo se aplica a cada sinograma de dimensiones $N_p \times N_\phi$. En primer lugar, se genera la componente de alta frecuencia del sinograma, H_v , restando una versión paso-bajo a la imagen original (Figura 2). La imagen de baja frecuencia se obtiene al suavizar la imagen mediante una ventana Hanning cuyo

$FWHM$ depende de la intensidad del artefacto de anillo (en nuestro caso es de 5 píxeles ó 0,8 mm).

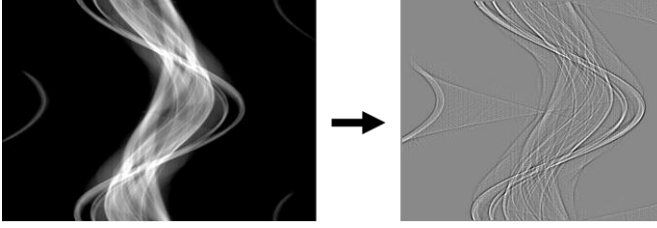


Figura 2. Rodaja del volumen de proyección (izquierda) y su componente de alta frecuencia después de restar su versión suavizada (derecha).

A continuación, una ventana, H_v , de dimensiones $N_\omega \times N_\phi$ se mueve sobre la imagen en pasos de un píxel (primera columna en la Figura 3). Para cada posición de la ventana, se realiza el siguiente test de homogeneidad: aquellas N filas cuya desviación estándar esté por encima de un umbral T se considera que contienen artefactos de anillo además de ruido.

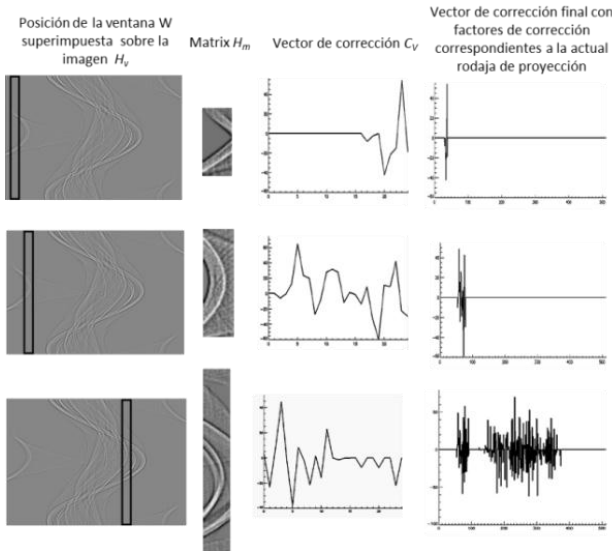


Figura 3. La primera columna muestra la ventana W superpuesta sobre la imagen, H_v . La segunda columna representa la matriz H_m . La tercera columna muestra el vector de corrección calculado tomando la mediana para cada columna de H_m . La cuarta columna muestra el vector de corrección final en cada paso del algoritmo. El vector de corrección, cuya longitud es N_p se actualiza a medida que la ventana W se mueve a través de la imagen.

Los valores de N_ω y T se han calculado de la siguiente forma: $N_\omega = N_p/20$ y $T = 0.5 \times \text{std_dev}(H_v)$. Si el valor de T es demasiado alto, aparecerá más ruido en la imagen de corrección pudiendo generar nuevos anillos en la imagen reconstruida. Por otro lado, si T es excesivamente bajo, algunos artefactos de anillo podrían permanecer tras la corrección debido a que no son lo suficientemente intensos como para incrementar la desviación estándar sobre el umbral T . De igual forma, N_ω debe ser lo suficientemente grande como para garantizar suficiente significancia estadística en el perfil que estamos midiendo pero no tanto como para no encontrar zonas homogéneas en él.

Estas N filas son apiladas en una matriz, H_m , de dimensiones $N_w \times N$ (segunda columna en la Figura 3) y se calcula un vector de corrección C_v (con N_w elementos) tomando la mediana en su dimensión vertical (tercera columna en la Figura 3). Cada punto de C_v representa un factor de corrección aditivo para cada muestra en la dimensión radial dentro de la ventana en la posición actual. Dado el solapamiento producido de la ventana W a medida que se desplaza sobre la rodaja de proyección (en pasos de 1 píxel), cada muestra radial puede haber recibido más de un factor de corrección al final del proceso. El factor de corrección seleccionado para cada muestra radial será el contenido en C_v generado a partir de matriz H_m con mayor número de filas que fallan el test de homogeneidad (provee la información estadística más significativa). Así, el vector de corrección se adapta durante el proceso cuando se encuentra un mejor candidato para dicha muestra. En la cuarta columna de la Figura 3 se muestra el vector final de corrección con factores de corrección correspondientes a la posición actual de la ventana.

2.1. Evaluación

Para la evaluación del algoritmo se adquirieron cinco cilindros homogéneos y diez estudios de pequeño animal con un tomógrafo computarizado diseñado en el propio laboratorio: un micro-TAC [13] con una fuente de haz cónico y un detector digital flat panel sobre un soporte rotatorio. La reconstrucción de los datos se realizó con Mongoose [1], software de reconstrucción multi-cama basado en el método analítico FDK [14].

Se evaluaron los resultados cualitativamente mediante inspección visual y cuantitativamente midiendo la desviación estándar sobre los perfiles a lo largo de la dirección radial en áreas homogéneas de las imágenes reconstruidas. Para ello, se tomaron de diez a quince perfiles en cada estudio y se calculó la cantidad de reducción de artefacto (P_a) como

$$P_a(\%) = \frac{(\sigma_a - \sigma_c)}{\sigma_a} \quad (1)$$

donde σ_a es la desviación estándar del perfil radial tomado en la imagen con artefacto y σ_c es la desviación estándar sobre el perfil radial tomada sobre la imagen corregida. Se obtuvieron los valores medios de P_a para cada estudio.

3. Resultados

En la Figura 4 podemos observar la reducción del artefacto de anillo en cilindros homogéneos y en estudios de pequeño animal.

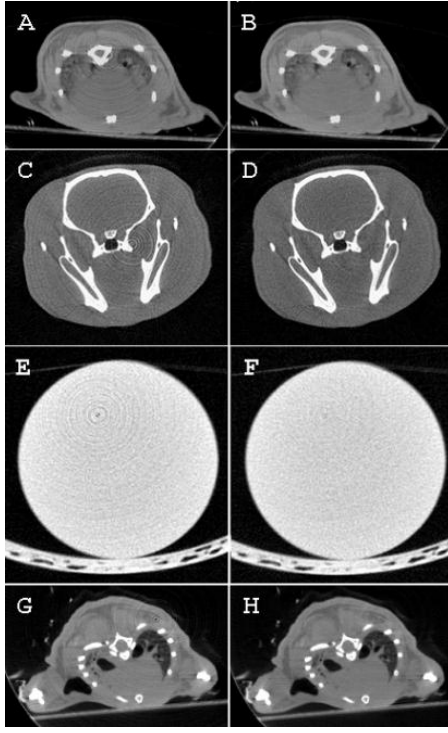


Figura 4. Cortes axiales de cuatro estudios típicos (A-B, ratón; C-D, rata; E-F, cilindro homogéneo; G-H, ratón): izq., antes de la corrección; dcha., después de la corrección.

La reducción obtenida en la desviación estándar de los perfiles radiales en áreas homogéneas fue de $27\% \pm 9\%$ en roedores y $29\% \pm 7\%$ en cilindros). La Figura 5 muestra dos ejemplos de cómo se han tomado los perfiles.

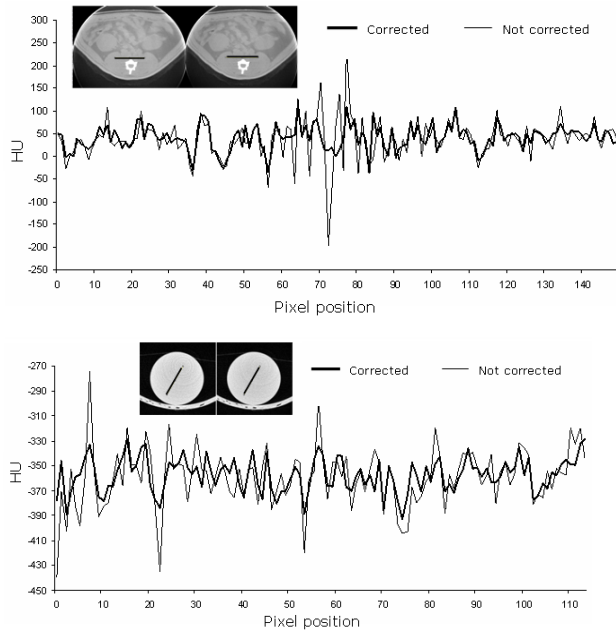


Figura 5. Perfiles tomados a lo largo de la dirección radial en un cilindro y en un estudio de ratón. Las imágenes muestran cortes axiales antes y después de la corrección. Las líneas negras se corresponden con el perfil tomado.

Todos los resultados mostrados fueron obtenidos con un prototipo del algoritmo implementado utilizando IDL 6.4 (Research Systems Inc. Boulder, CO) sin optimizar. El

tiempo de ejecución del algoritmo con un PC 3GHz-Intel Pentium con 2GB de RAM fue de veinte minutos.

4. Discusión y conclusiones

Este trabajo presenta un algoritmo eficiente para la reducción del artefacto de anillo en micro-TAC. Otros algoritmos publicados con anterioridad se aplican en el espacio de la imagen reconstruida (generalmente implican una conversión a coordenadas polares), o en el espacio de la proyección. La aproximación seguida en [3], basada en un filtro horizontal de *Butterworth* en Fourier en el dominio del sinograma, tiene un bajo coste computacional, pero el suavizado implícito degrada la resolución de la imagen. La frecuencia de corte y el orden del filtro que dependen del contenido en frecuencia de la imagen, se debe seleccionar a priori, lo que dificulta cualquier procedimiento automático.

Una aproximación alternativa es encontrar la posición de los anillos en el dominio de la imagen y así calcular un perfil radial de corrección. Las propuestas seguidas en [4,8,9] tienen el inconveniente de que el vector de corrección se calcula a partir de la media de todas las filas de la imagen, por lo que contienen tanto artefactos de anillo como bordes reales.

Otros métodos más elaborados [7,10] presentan alta complejidad y por tanto mayor coste computacional, lo que les hace menos convenientes para aplicaciones reales.

El algoritmo propuesto en este trabajo se asemeja al propuesto por Sijbers y Postnov [5], en el sentido de que crea un vector de corrección sólo a partir de ciertas áreas seleccionadas de la imagen. La diferencia es que nuestro algoritmo se aplica en los datos de proyección antes de la reconstrucción, lo que evita la degradación de la calidad de la imagen y el alto coste computacional derivado de las interpolaciones necesarias en las transformaciones entre el dominio de polares y cartesiano. Además, nuestro algoritmo reduce el impacto sobre la relación señal-ruido en la imagen corregida comprobando si los candidatos a contribuir al vector de corrección contienen artefactos de anillo o solamente ruido (lo que se limita con el umbral T).

Otra ventaja de nuestra aproximación es que produce una imagen de corrección de las mismas dimensiones que una sola proyección (el conjunto de proyecciones no se modifica), lo que evita la pérdida de datos originales o el almacenamiento extra en memoria, como ocurre en los métodos anteriormente mencionados. Esta imagen de corrección se calcula una vez para un conjunto de datos dado y se puede aplicar antes de cada reconstrucción con un mínimo coste computacional (menos de cinco segundos).

Nuestro trabajo tiene dos limitaciones principales: la selección de los parámetros del algoritmo y el coste computacional. Fijamos estos dos parámetros de entrada haciéndolos dependientes (cada uno por un factor diferente) solamente de los datos calculados de la rodaja de proyección bajo análisis, por lo que es posible obtenerlos automáticamente. N_ω depende de la frecuencia de la imagen y T depende de las características de la

adquisición (ruido y artefactos de anillo), por lo que se pueden recalcular para un objeto y escáner diferente. Se han obtenido resultados satisfactorios con los valores usados en las quince imágenes estudiadas (tanto en cilindros homogéneos como en estudios de pequeño animal). Más experimentos reforzarán la robustez del procedimiento así como el estudio de la sensibilidad del método a cambios moderados en el valor de estos parámetros. Hasta ahora, esta evaluación se ha realizado de manera no exhaustiva.

Aunque este método debe ser más rápido que la conversión a coordenadas polares [5] u otras aproximaciones como las propuestas por Axelsson et al [7] por su menor complejidad, es todavía demasiado lento para una aplicación real ya que es necesario optimizar su implementación y así reducir su tiempo de ejecución.

Para evaluar el rendimiento del algoritmo, llevamos a cabo experimentos en maniqués y roedores. Se evaluaron visualmente y cuantitativamente a partir de los perfiles trazados sobre áreas homogéneas. La reducción del artefacto de anillo se calculó como la reducción de la desviación estándar a lo largo de estos perfiles. Esta desviación estándar está afectada por diferentes factores: los artefactos de anillo, los artefactos de endurecimiento de haz, y los artefactos debidos a reconstrucción y al ruido en la imagen. De este modo, los resultados obtenidos en este trabajo dependen de la calidad de la imagen, dado que en una imagen con menor artefacto de anillo o mayor ruido produciría peores resultados no necesariamente derivados de una eficiencia baja del algoritmo. Respecto a esto, es interesante puntualizar que el umbral T , el cual es responsable de distinguir artefactos de anillo frente a ruido, limita la calidad que se puede obtener.

En resumen, presentamos un nuevo algoritmo para la reducción del artefacto de anillo en micro-TAC, que se ajusta a escáneres de pequeño animal basados en geometría *cone beam*. El algoritmo implementado se ha usado con un escáner real y los resultados sobre estudios de pequeño animal y maniqués cilíndricos han sido satisfactorios. Las principales ventajas de nuestro algoritmo son el reducido tiempo de computación (en comparación con métodos más sofisticados), la ausencia de la degradación de la imagen (no se requieren operaciones de suavizado ni interpolación de la imagen final), y el hecho de que es completamente automático, sin parámetros ajustables por el usuario sólo dependientes de la imagen a corregir. Aunque el algoritmo ha sido solamente probado en un escáner con geometría *cone beam*, debe ser también apropiado para otras geometrías de tercera generación.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación (proyectos CENIT AMIT-CEN-20101014, TEC2010-21619-C04-01, TRA2009 0175 y Red RECAVA-RD07/0014/2009) y por la Comunidad de Madrid y Fondos FEDER (programa ARTEMIS S2009DPI-1802).

Referencias

- [1] Abella, M., J.J. Vaquero, A. Sisniega, J. Pascau, A. Udías, V. García, I. Vidal, and M. Desco (2012), *Software Architecture for Multi-Bed FDK-based Reconstruction in X-ray CT Scanners*. Computer methods and programs in biomedicine, 107 (2): 218-232
- [2] Van Dyke, D, Anger, H O, Yano, Y and Bozzini, C (1965). "Bone blood flow shown with F18 and the positron emission camera." Am. J. Physiol. 209: 65-70.
- [3] Raven, C (1998). "Numerical removal of ring artifacts in microtomography." Review of Scientific instruments 69(8): 2978-2980.
- [4] Rivers, M. (1998, May 14th, 1998). "Tutorial Introduction to X-ray Computed Microtomography Data Processing." from <http://www-fp.mcs.anl.gov/xray-cmt/rivers/tutorial.html#Ring%20artifact%20reduction>
- [5] Sijbers, J and Postnov, A (2004). "Reduction of ring artifacts in high resolution micro-CT reconstructions." Phys. Med. Biol. 49(14): 247-253.
- [6] Chen, G H and Leng, S (2005). "A new data consistency condition for fan-beam projection data." Medical Physics 32(4): 961-967.
- [7] Axelsson, M, Svensson, S and Borgefors, G (2006). Reduction of Ring Artifacts in High Resolution X-Ray Microtomography Images. Pattern Recognition, Springer Berlin / Heidelberg. 4174: 61-70.
- [8] Boin, M and Haibel, A (2006). "Compensation of ring artefacts in synchrotron tomographic images." Opt. Express 14(25): 12071-12075.
- [9] Ketcham, R A (2006). New algorithms for ring artifact removal. Developments in X-Ray Tomography V. U. Bonse, Proceedings of the SPIE. 6318: 631800.
- [10] Arivazhagan, S, Deivalakshmi, S, Kannan, K, Gajbhiye, B N, Muralidhar, C, Lukose, S N and Subramanian, M P (2007). "Multi-resolution system for artifact removal and edge enhancement in computerized tomography images." Pattern Recogn. Lett. 28(13): 1769-1780.
- [11] Kyriakou, Y, Prell, D and Kalender, W A (2009). "Ring artifact correction for high-resolution micro CT." Phys. Med. Biol. 54: N385-N391.
- [12] Jaffray, D A and Sierwerdsen, J H (2000). "Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization." Med. Phys. 27(6): 1311-1323.
- [13] Vaquero, J J, Redondo, S, Lage, E, Abella, M, Sisniega, A, Tapias, G, Montenegro, M L S and Desco, M (2008). "Assessment of a New High-Performance Small- Animal X-ray Tomograph." IEEE Trans. Nucl. Sci. 55(3): 898 - 905.
- [14] Feldkamp, L.A., L.C. Davis, and J.W. Kress, *Practical cone-beam algorithm*. J. Opt. Soc. Amer., 1984. 10(6): p. 612-619.