

Corrección empírica de primer y segundo orden del artefacto de endurecimiento de haz en imágenes de micro-TAC

C. de Molina¹, M. Abella², A. Sisniega², J.J. Vaquero², M. Desco^{1,2,3}

¹ Laboratorio de Imagen Médica, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid, España, cmolina@mce.hggm.es

² Dept. Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España

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

Resumen

Los artefactos más comunes producidos por el fenómeno físico de endurecimiento de haz en imágenes obtenidas en un tomógrafo de rayos X son: “cupping”, en volúmenes homogéneos y bandas oscuras, en presencia de objetos densos. Este trabajo presenta un esquema de corrección completa para ambos artefactos: un primer paso implementa una corrección de “cupping” por medio de un método de corrección de primer orden: linealización sobre los datos de proyección; en un segundo paso, se aplica un algoritmo de corrección de segundo orden sobre la imagen ya reconstruida para eliminar las bandas oscuras. En todo el proceso se elimina la necesidad de conocer el espectro de la fuente de rayos X. Ambos métodos han sido validados en maniqués homogéneos y heterogéneos compuestos por dos materiales distintos, además de estudios de pequeño animal (ratas y ratones de laboratorio) adquiridos en un tomógrafo de rayos X para pequeños animales (micro-TAC) diseñado en el laboratorio. Los resultados demuestran la validez del esquema de corrección.

1. Introducción

El origen del fenómeno de endurecimiento de haz (“beam hardening”) en sistemas tomográficos de rayos X radica en la policromaticidad de la fuente. Se denomina endurecimiento de haz al proceso por el cual la energía media del haz de rayos X aumenta al atravesar un material (el haz se “endurece”) debido a que los fotones de menor energía son preferentemente absorbidos.

En una fuente ideal, la intensidad medida por los detectores se relaciona de manera directamente proporcional con el espesor de material atravesado. En cambio, en una fuente real, que emite un haz policromático, esta relación no es lineal. Esto es debido a la dependencia de la atenuación con la energía, lo que lleva a incongruencias en las medidas y por consiguiente, a artefactos tras la reconstrucción.

En la reconstrucción de volúmenes homogéneos aparece el artefacto comúnmente conocido como “cupping” [1].

Otro artefacto común en las imágenes de TAC son las bandas oscuras [1], que aparecen entre objetos densos al reconstruir imágenes de cuerpos compuestos por materiales de diferentes densidades, por ejemplo, tejido blando y tejido óseo. Dichos artefactos dificultan el análisis cualitativo y cuantitativo de las imágenes de CT, y por lo tanto, los diagnósticos en investigación pre-

clínica, haciendo necesario el desarrollo de algoritmos para compensarlos.

Existen diferentes esquemas de corrección propuestos en la literatura. Normalmente se incluye un pre-filtrado físico [2] para pre-endurecer el haz que es insuficiente para eliminar los artefactos. El método de linealización [2-4], incluido en la mayoría de los escáneres, es válido para volúmenes homogéneos, pero resulta insuficiente en presencia de objetos densos como los huesos. Otras estrategias como energía dual [5, 6], post-procesado [7-9], y reconstrucción por métodos iterativos [10, 11] se han propuesto para este último caso.

La técnica de energía dual requiere un hardware sofisticado y una mayor dosis de radiación. Los métodos iterativos suponen un gran coste computacional.

En este trabajo se propone un esquema analítico completo de corrección de endurecimiento de haz para la corrección de los artefactos de primer (linealización) y segundo orden (post-procesado) del endurecimiento de haz, por su fácil incorporación al escáner bajo estudio (Argus PET-CT), su sencillez y su velocidad.

Se presentan resultados en imágenes tanto de maniqués como de pequeños animales de laboratorio.

2. Materiales y métodos

2.1. Artefacto de primer orden

Los rayos X emitidos por una fuente ideal (monocromática) se atenúan exponencialmente al atravesar un determinado cuerpo según la ley de Beer:

$$I_L = I_0 \cdot e^{-\int_L \sum_i \mu_i(\varepsilon) dl} \quad (1)$$

siendo I_0 la intensidad del rayo emitido, I_L la intensidad del rayo después de atravesar dl de material y μ_i el coeficiente de atenuación del material i . La atenuación total del material a lo largo del camino L seguido por el haz será:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_L}\right) = \int_L (\mu_1 + \mu_2 + \dots) dl \quad (2)$$

Sin embargo, las fuentes de rayos X son policromáticas, lo que introduce una dependencia con la energía en nuestras medidas. Así la ecuación (1) se convierte en (3):

$$I_L = \int I_0(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L (\mu_1(\varepsilon) + \mu_2(\varepsilon) + \dots) dl} d\varepsilon \quad (3)$$

y la ecuación (2) en (4):

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_L}\right) = \ln\left[\frac{I_0(\varepsilon)}{I_0(\varepsilon) e^{-\int_L \sum_i \mu_i(\varepsilon) dl d\varepsilon}}\right] = F_{BH} \quad (4)$$

donde F_{BH} se denomina función de “beam hardening”. En este caso la atenuación total a lo largo de un rayo no depende linealmente con la cantidad de material (dl) como ocurría en el caso ideal. El método de primer orden propuesto considera que el objeto bajo estudio es homogéneo y se basa en la linealización de la curva F_{BH} para diferentes espesores de un material equivalente al tejido blando.

Obtención de la curva de atenuación total medida, F_{BH}

Dado que no disponemos del espectro de la fuente, el cálculo de la curva F_{BH} se hace de manera experimental. Para ello se adquirió un maniquí semicilíndrico de polimetilmetacrilato (con densidad similar al tejido blando) de 3 cm de radio para los diferentes voltajes y corrientes de aplicación.

A continuación, se construye una máscara de agua mediante segmentación por umbralización (su correspondiente interfaz dedicada se muestra en la Figura 2) que se proyectó para obtener las diferentes distancias en cm atravesadas por los rayos. A partir de los valores de proyección recogidos en la adquisición (ordenadas) y de las distancias (abscisas), se construye la curva F_{BH} . Finalmente se ajusta la curva a un polinomio de segundo grado [12].

Estimación de la recta de atenuación ideal

La función de atenuación total medida en el caso de fuente ideal, F_I , sería directamente proporcional a la cantidad de material atravesado, siendo la pendiente, el coeficiente de atenuación de masa eficaz del agua (a la energía equivalente al caso cromático). Como desconocemos el espectro de energías, el coeficiente de atenuación de masa eficaz se calcula ajustando a una recta los primeros puntos de la curva F_{BH} (pequeños grosores atravesados no tendrán efecto de endurecimiento de haz [13]). Las dos funciones se pueden ver en la Figura 1.

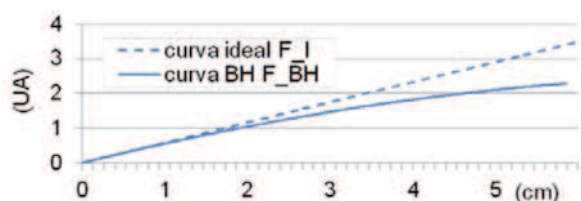


Figura 1. F_{BH} calculada experimentalmente para un espectro de emisión de 50 keV (línea continua) y recta equivalente al caso ideal monocromático.

Función de corrección

El método de corrección de primer orden se basa en el cálculo de la función que transforme la curva F_{BH} en la función lineal correspondiente al caso monocromático $F_I(F_{BH})$ (Figura 1). Así para corregir un conjunto de datos se sustituye en las proyecciones cada valor medido (con “beam hardening”) por su valor correspondiente en la recta ideal. En lugar de usar una “look-up-table”, la

función de corrección se ajusta a un polinomio (de tercer grado) para poder calcular de forma rápida las proyecciones corregidas de cualquier estudio.

2.2. Artefacto de segundo orden

Para la corrección de los artefactos debidos a la presencia de objetos densos como por ejemplo, hueso, se propone un algoritmo de post-proceso basado en el trabajo de Joseph and Spital [7].

Este trabajo se basa en la idea de la “densidad efectiva”, es decir, aquella equivalente al agua. En otras palabras, para una cantidad de hueso determinada, sería la cantidad de agua que produciría el mismo efecto de endurecimiento de haz. Teniendo en cuenta que la densidad de un material es igual a su coeficiente de atenuación μ dividido por su coeficiente de atenuación de masa m podemos definir:

$$\rho_{efectiva_hueso} = \frac{\mu_{hueso}(\varepsilon)}{m_{agua}(\varepsilon)} = \lambda(\varepsilon) \cdot \rho_{hueso} \quad (8)$$

$$\lambda(\varepsilon) \equiv m_{hueso}(\varepsilon)/m_{agua}(\varepsilon) \quad (9)$$

Para un material heterogéneo, usando solamente la función de corrección del agua, se generaran una serie de caminos equivalentes de agua. Es decir, el espesor atravesado por el rayo vendrá dado por:

$$T_{efectiva} = F_{BH}^{-1} = T_{agua} + \lambda_L T_{hueso} \quad (10)$$

$$\lambda_L = A - BT_{hueso} \quad (11)$$

donde $T = \int_L \mu \cdot dl$ y λ_L es una función que necesitamos estimar. Esta función se puede aproximar mediante la ecuación (11) como se sugiere en [7] y [14].

Como nuestro objetivo es eliminar el efecto expresado en (10), la corrección seguirá el siguiente modelo:

$$T_C = T_{AC} + B * T^2_{hueso} - (1 - A) * T_{hueso} \quad (12)$$

siendo T_{AC} , el sinograma total corregido por agua. Los valores de A y B se calculan experimentalmente.

2.3. Algoritmo analítico completo de corrección de endurecimiento de haz

Se ha implementado un algoritmo que combina secuencialmente la corrección de los dos tipos de artefactos que se ha integrado mediante una interfaz dedicada (Figura 2). La herramienta completa se ha desarrollado usando IDL 6.4.

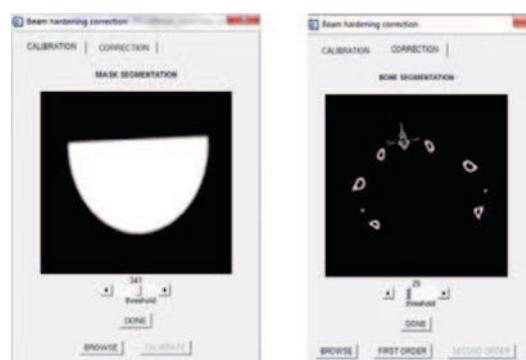


Figura 2. Interfaces de calibración (izq.) y corrección (dcha.).

Los pasos del algoritmo analítico (mostrados en la Figura 3) son:

1. Aplicación de la linealización en el volumen de proyecciones adquiridas utilizando la función de corrección calculada en la calibración.
2. Segmentación de hueso de la rodaja central de la imagen corregida por linealización mediante umbralización por el usuario mediante una interfaz dedicada (Figura 2, dcha.). El umbral seleccionado por el usuario se utiliza para segmentar el volumen completo.
3. Cálculo de las distancias de hueso atravesadas mediante proyección de la imagen segmentada (T_{hueso}) y T_{hueso}^2 (negativo de las bandas oscuras).
4. Aplicación de (12) a las proyecciones corregidas por linealización.
5. Reconstrucción del volumen final corregido.

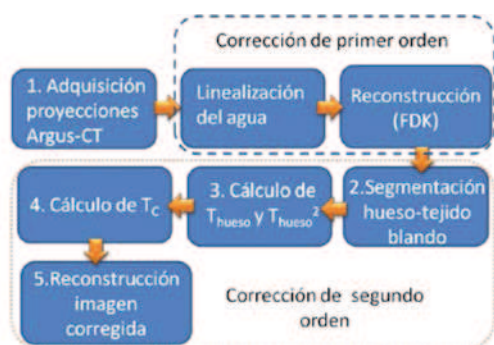


Figura 3. Diagrama de flujo del esquema completo de corrección del endurecimiento de haz.

2.4. Evaluación de la eficacia de la corrección

Los datos se han adquirido con un tomógrafo computarizado diseñado en el propio laboratorio: un micro-TAC [15] con una fuente de haz cónico y un detector digital de superficie (“flat panel”) sobre un soporte rotatorio.

En todas las adquisiciones se ha utilizado un filtro de aluminio de 2 mm, con el propósito de pre-endurecer el haz absorbiendo la zona de baja energía del espectro. El resultado de la adquisición es una colección de 360 proyecciones (en intervalo de 1°) de 512x512 píxeles, con un tamaño de pixel de 200 μm).

Para evaluar las distintas partes del algoritmo se han hecho las siguientes adquisiciones:

- Maniquí cilíndrico homogéneo de polimetilmetacrilato y 2,5 cm de radio, a 40 y 50 keV y 200μA, para la evaluación de la corrección de primer orden.
- Maniquí cilíndrico de polimetilmetacrilato y 3cm de radio, con dos cilindros integrados en su interior rellenos con iopamiro (0.612 gr iopamidol/ml) disuelto con concentración de 60% de iopamiro y 40% de suero (a 40 y 50 keV y 200μA) para evaluar el esquema completo de de corrección.

- Estudios de rata adulta con áreas de cráneo y pelvis adquiridos a 45 keV y 350μA para evaluar el esquema completo de corrección.

La reconstrucción de los datos se realiza con *Mangoose*, [16] software de reconstrucción basado en el método analítico FDK.

En primer lugar, se ha medido la eficacia de corrección del artefacto de “cupping” como la diferencia entre P_1 (ver Figura 4), punto de mínimo efecto de endurecimiento de haz, y P_C , punto en el que el efecto es máximo, con respecto al incremento de valor de gris entre aire y material ($P_1 - P_A$):

$$D = \frac{P_1 - P_C}{P_1 - P_A} \cdot 100\% \quad (13)$$

Se evaluó la eficacia de la eliminación de bandas oscuras midiendo el porcentaje de reducción de desviación típica respecto a la media del valor de gris en la zona en la que aparecen dichas bandas.

Finalmente, se ha estudiado la dependencia de las variables A y B con los diferentes parámetros de adquisición, voltaje máximo de emisión y corriente de aplicación del tubo de rayos X, así como el máximo espesor de hueso atravesado.

3. Resultados

En la Figura 4, podemos observar la reducción del artefacto de “cupping” en un 95,53% en el perfil de la imagen del maniquí cilíndrico homogéneo.

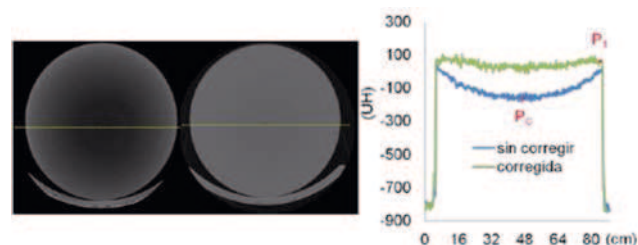


Figura 4. Corrección de homogeneidad en el maniquí de polimetilmetacrilato.

En la Figura 5 se muestran los resultados obtenidos en el maniquí de dos densidades y en un estudio de rata, donde se puede ver cómo se eliminan las bandas oscuras. La reducción de artefacto es 65,51% (maniquí de dos densidades) y 18,47% (rata adulta).

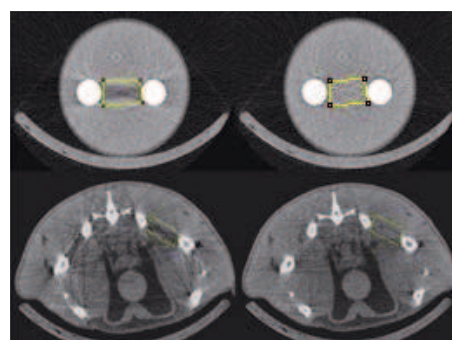


Figura 5. Corte axial de maniquí cilíndrico (panel superior) y de la zona pélvica de una rata adulta (panel inferior) antes (izq.) y después (dcha.) de la corrección.

Tras unas pruebas preliminares para diferentes voltajes, se observa un aumento de A y disminución de B necesarios para una corrección óptima al aumentar el voltaje de la fuente. El valor de A afecta a la cuantificación en hueso, B a la eliminación de las bandas. Los valores de A y B obtenidos tras corregir una rodaja de la pelvis y del cráneo de rata adulta con los mismos parámetros de adquisición son (0,82518; 0,032) y (0,9; 0,032), respectivamente, siendo el espesor máximo de hueso atravesado un 29.54 % mayor en el cráneo que en la pelvis. Por tanto, a medida que aumenta la atenuación máxima de hueso (ya sea por la densidad, tamaño o disposición de éste), se necesita un valor de A mayor para conseguir una corrección óptima.

4. Discusión y conclusiones

Se ha presentado un esquema completo de corrección de endurecimiento de haz que corrige los dos artefactos más importantes que dificultan tanto la visualización como la cuantificación en radiodiagnóstico.

El método completo incluye dos algoritmos de compensación de artefactos. En primer lugar, el método de linealización para eliminar el “cupping” en objetos homogéneos, muy útil para etapas de calibración de UH (Unidades Hounsfield) en TAC ya que dicho artefacto puede dar lugar a medidas erróneas y por tanto, a errores en la cuantificación de estudios posteriores. La corrección de segundo orden también incluida, elimina las bandas oscuras entre huesos en estudios de pequeño animal. La eliminación de las líneas y bandas oscuras entre huesos mejora la calidad de las imágenes (tanto para visualización como para cuantificación), de suma importancia en investigación pre-clínica.

El método general no necesita el conocimiento del espectro emitido pero sí del cálculo empírico de dos parámetros (A y B). El valor de A influye en la cuantificación del hueso en las imágenes, siendo necesario aumentar cuando el espesor máximo atravesado es mayor. En cambio, B, altera la corrección de bandas oscuras entre los huesos y depende únicamente del voltaje de aplicación. Por tanto, para la incorporación del algoritmo en el escáner únicamente se necesita en memoria dos LUT (“Look-up table”) con los valores de A para diferentes espesores de hueso y otra con B para los diferentes voltajes de la fuente. Como línea futura se propone realizar un estudio más exhaustivo de A y B para conocer la función que los relacionaría entre ellos y con los parámetros de adquisición y hueso.

Los resultados presentados demuestran la validez del algoritmo completo en un escáner de pequeño animal. Dicha corrección ha sido incorporada al escáner multimodalidad Argus PET-CT (SEDECAL).

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación (proyectos CENIT AMIT, TEC 2008-06715-C02-1, RD07/0014/2009, TRA2009 0175 y Red RECAVA) y por la Comunidad de Madrid y Fondos FEDER (programa ARTEMIS S2009DPI-1802).

Referencias

- [1] Barrett, J.F. and N. Keat, *Artifacts in CT: Recognition and Avoidance*. RadioGraphics, 2004. 24: p. 1679.
- [2] Brooks, R.A. and G.D. Chiro, Beam hardening in x-ray reconstruction tomography. *Phys. Med. Biol.*, 1976. 21: p. 390-8.
- [3] Herman, G.T., Correction for beam hardening in computed tomography. *Phys. Med. Biol.*, 1979. 24(1): p. 81-106.
- [4] McDavid, W.D., et al., Correction for spectral artifacts in cross-sectional reconstruction from X-rays. *Med. Phys.*, 1997. 4(1): p. 54-7.
- [5] Sukovic, P. and N.H. Clinthorne. Design of an experimental system for dual energy x-ray CT. in *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. 1999.
- [6] Fessler, J.A., et al., Maximum-likelihood dual-energy tomographic image reconstruction. *Proc. SPIE*, 2002. 4684(1): p. 38-49.
- [7] Joseph, P.M. and R.D. Spital, A Method for Correcting Bone Induced Artifacts in Computed Tomography Scanners. *J Comput Assist Tomogr*, 1978. 2: p. 100-108.
- [8] Nalcioglu, O. and R.Y. Lou, Post-reconstruction Method for Beam Hardening in Computerised Tomography. *Phys. Med. Biol.*, 1979. 24(2): p. 330-40.
- [9] Joseph, P.M. and C. Ruth, A method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine. *Med. Phys.*, 1997. 24(10): p. 1629-34.
- [10] De Man, B., et al., An Iterative Maximum-Likelihood Polychromatic Algorithm for CT. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2001. 20(10): p. 999-1008.
- [11] Elbakri, I.A. and J.A. Fessler, Statistical Image Reconstruction for Polyenergetic X-Ray Computed Tomography. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002. 21(2): p. 89-99.
- [12] Kachelriess, M., K. Sourbelle, and W.A. Kalender, Empirical cupping correction: A first-order raw data precorrection for cone-beam computed tomography. *Med. Phys.*, 2006. 33(5): p. 1269-1274.
- [13] Hammersberg P., M.M., Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 1998. 8: p. 75-83.
- [14] Hsieh, J., et al., An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT. *Med. Phys.*, 2000. 27(1): p. 23-29.
- [15] Vaquero, J.J., et al., Assessment of a New High-Performance Small-Animal X-Ray Tomograph. *IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE*, 2008. 55.
- [16] Abella, M., et al., Software Architecture for Multi-Bed FDK-based Reconstruction in X-ray CT Scanners. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2011. (in press).