

# Corrección del efecto de endurecimiento basado en una linealización 2D

C. Martínez<sup>1,2</sup>, N. Ballesteros<sup>1,2</sup>, C. de Molina<sup>1,2</sup>, M. Desco<sup>1,2,3,4</sup>, M. Abella<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Depto. Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, España

<sup>2</sup> Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón, Madrid, España, {cmartinez, nballesteros, cmolina, desco, mabella}@hggm.es

<sup>3</sup> Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares Carlos III (CNIC), Madrid, España

<sup>4</sup> Centro de investigación en red en salud mental (CIBERSAM), Madrid, España

## Resumen

*El endurecimiento de haz en los rayos X es el fenómeno mediante el cual la energía media de un haz se incrementa a medida que atraviesa un material. Este efecto provoca dos tipos de artefacto en las imágenes generadas a través de tomografía computarizada: cupping, en muestras homogéneas, y bandas, entre zonas densas de muestras heterogéneas.*

*En este trabajo se propone un método sencillo para la corrección de ambos tipos de artefacto extendiendo la idea del método clásico de linealización a 2D. Se basa en la caracterización del efecto del endurecimiento de haz a partir de la calibración con un maniquí sencillo formado por dos materiales que simulan hueso y tejido blando.*

*La evaluación en simulaciones y datos reales muestra una corrección del 99% de los artefactos producidos en el tejido blando, tanto cupping como bandas.*

## 1. Introducción

El origen del endurecimiento de haz en tomografía computarizada reside en la naturaleza policromática de la fuente de rayos X. Se define como el proceso por el cual la energía media del haz de rayos X aumenta al atravesar un material debido a que los fotones menos energéticos son absorbidos con mayor facilidad que los de energía superior. El endurecimiento de haz produce, principalmente, dos tipos de artefacto en la imagen reconstruida: *cupping* en regiones homogéneas y bandas entre zonas densas de regiones heterogéneas [1].

En la literatura se pueden encontrar múltiples esquemas de corrección. El más sencillo consiste en pre-endurecer el rayo a través de un filtrado físico para descartar la mayoría de fotones de baja energía que expulsa la fuente [1], sin embargo, es insuficiente para eliminar completamente los artefactos. El método más implementado en los escáneres comerciales es la linealización, en el que se asume que el objeto es homogéneo para conseguir una corrección del artefacto de *cupping* pero no consigue eliminar las bandas [2].

Para la corrección de ambos artefactos, en [3] la estimación de tejido blando y hueso atravesado junto con el conocimiento del espectro son utilizados para la corrección. Posteriormente, en [4] se elimina la necesidad de conocer el espectro de la fuente, corrigiendo los datos de proyección con un modelo no lineal de dos parámetros,

en el que es necesario una reconstrucción preliminar para estimar la cantidad de hueso atravesado. La principal dificultad de este método reside en el cálculo de los parámetros óptimos para cada volumen. Como el valor óptimo de los parámetros varía según el tamaño y composición del hueso no es posible su optimización para todos los cortes de un volumen.

En [5] se propone un algoritmo en el que se extiende el modelo anterior, buscando los parámetros de forma iterativa por medio de la maximización de la uniformidad en el tejido blando de la imagen. Para eliminar el paso de segmentación, en [6] se desarrolla el mismo algoritmo basándose en la combinación lineal de las imágenes pero extraídas a partir de una transformación del histograma. Ambos métodos están basados en la suposición de que el objeto está compuesto por zonas homogéneas, lo que puede resultar en una reducción de contraste en el tejido blando.

Recientemente presentamos un nuevo método para la corrección tanto de bandas como de *cupping* extendiendo la idea de linealización a 2D. La calibración se basaba en un maniquí compuesto de tejido blando y hueso. Debido a la imposibilidad de realizar maniquíes con hueso y tejido blando real, en este trabajo se da un paso más hacia la utilización real del método proponiendo un maniquí de materiales equivalentes: PMMA para el tejido blando y una aleación de aluminio para el hueso.

## 2. Método propuesto

La ley de Beer-Lambert modela la relación entre la intensidad incidente y transmitida a través de un material a través de la expresión:

$$I = I_0 \exp(-\int_L \mu dx) \quad (1)$$

donde  $I_0$  es la intensidad incidente,  $L$  es el espesor atravesado por el rayo y  $\mu$  el coeficiente de atenuación del material atravesado, siendo  $\mu = mac \rho$  donde  $mac$  es el coeficiente de atenuación de masa y  $\rho$  la densidad del material. Usando esta relación es posible despejar el mapa de atenuación  $\mu L$ :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_L \mu dx = \mu L = F_{IDEAL}(L) \quad (2)$$

donde  $F_{IDEAL}$  es la recta que representa la dependencia de la atenuación con el espesor atravesado.

Sin embargo, el espectro de rayos X es policromático y la atenuación a los rayos X no es igual para todas las energías, siendo necesario reescribir las ecuaciones (1) y (2) para representar esta dependencia con la energía:

$$I = \int I_0(\varepsilon) \exp(-\int_x \mu(\varepsilon) dx) d\varepsilon \quad (3)$$

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \ln\left[\frac{\int I_0(\varepsilon) d\varepsilon}{\int I_0(\varepsilon) e^{-\mu(\varepsilon)L} d\varepsilon}\right] = F_{EH}(L) \quad (4)$$

donde  $F_{EH}$  es lo que denominaremos función de endurecimiento de haz.

Las ecuaciones anteriores son válidas para el caso en el que el haz de rayos X solo atraviesa un material. El método de linealización se basa en asumir que la muestra está formada solo por un tejido y crear una función cuadrática que sustituya los valores de  $F_{IDEAL}$  por los de  $F_{EH}$  asumiendo que todo el objeto está compuesto de tejido blando (TB) y corrigiendo solo *cupping*. Para la corrección de los dos artefactos, *cupping* y bandas, es necesario añadir el hueso (H) en la función, reescribiendo las ecuaciones (2) y (4) como:

$$F_{IDEAL}(L_H, L_{TB}) = \mu_H L_H + \mu_{TB} L_{TB} \quad (5)$$

$$F_{EH}(L_H, L_{TB}) = \ln\left[\frac{\int I_0(\varepsilon) d\varepsilon}{\int I_0(\varepsilon) e^{-(\mu_H(\varepsilon)L_H + \mu_{TB}(\varepsilon)L_{TB})} d\varepsilon}\right] \quad (6)$$

### Calibración

La calibración se basa en la obtención de las funciones  $F_{EH}$  y  $F_{IDEAL}$  para adquirir los parámetros de corrección. La figura 1 muestra el flujo de trabajo del que se compone este paso.

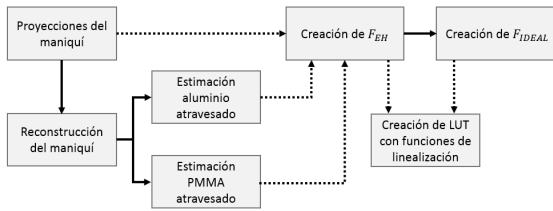


Figura 1. Flujo de trabajo de la calibración

Puesto que no es posible usar tejido blando y hueso real, la caracterización empírica de la  $F_{EH}$  se basa en la utilización de un maniquí de calibración con materiales equivalentes. Para el tejido blando se utiliza PMMA, ampliamente aceptado en la literatura. Sin embargo, en el caso del hueso se han propuesto diferentes materiales (teflón, aluminio, diferentes concentraciones de calcio o iopamiro con agua), sin que haya acuerdo en la literatura. Teniendo en cuenta que la *mac* del teflón es muy diferente a la del hueso, especialmente para espesores altos, y que los líquidos (calcio o iopamiro) suponen dificultades de manejo, se propone el uso de aluminio.

Para compensar pequeñas diferencias en densidad o *mac* de estos materiales con respecto al tejido blando y al hueso, aplicamos un factor de normalización (FN) basado en aproximaciones de ambas funciones de endurecimiento de haz:

$$F_{EH}(t_H, t_{TB}, \varepsilon) = F_{EH}(t_{Al}, t_{PMMA}, \varepsilon) \times FN \quad (7)$$

$$FN = \frac{F_{EH}(L_H, L_{TB}, \varepsilon)}{F_{EH}(L_{Al}, L_{PMMA}, \varepsilon)} \approx \frac{F_{EH}(L_H, L_{TB}, \varepsilon_{eff})}{F_{EH}(t_{Al}, L_{PMMA}, \varepsilon_{eff})} \quad (8)$$

$$FN \approx \frac{mac_H(\varepsilon_{eff})\rho_H L_H + mac_{TB}(\varepsilon_{eff})\rho_{TB} L_{TB}}{mac_{Al}(\varepsilon_{eff})\rho_{Al} L_{Al} + mac_{PMMA}(\varepsilon_{eff})\rho_{PMMA} L_{PMMA}}$$

El cálculo de  $mac_H(\varepsilon_{eff})$  y  $mac_{TB}(\varepsilon_{eff})$  se hace a partir de la capa hemirreductora (HVL):

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu_{eff}} = \frac{\ln(2)}{mac_{eff} \times \rho} \rightarrow mac_{eff} = \frac{\ln(2)}{\rho \times HVL} \quad (9)$$

donde HVL se obtiene:

$$HVL_{Al} = \{L_{Al} / \exp(-F_{EH}(L_{Al}, 0)) = 0.5\} \quad (10)$$

$$HVL_{PMMA} = \{L_{PMMA} / \exp(-F_{EH}(0, L_{PMMA})) = 0.5\}$$

Finalmente, usamos la ecuación (9) para obtener las *macs* efectivas correspondientes a cada material y a partir de ésta la energía efectiva para cada material usando la base de datos del NIST. Estas mismas energías son utilizadas en sentido contrario para obtener las *macs* del hueso y el tejido blando.

La función  $F_{EH}(L_{Al}, L_{PMMA})$  se construye utilizando la correspondencia de los espesores atravesados de aluminio y PMMA, como ejes x e y, y el valor de las proyecciones originales, como eje z. La cantidad de material atravesado se obtiene a partir de una reconstrucción, una segmentación de ambos materiales y una proyección para cada material. La función ideal  $F_{IDEAL}$  viene determinada por el plano tangente a los primeros datos de  $F_{EH}$ , por lo que usamos las derivadas parciales de la función para cada tejido en el punto (0,0) para obtener las pendientes del mismo.

La función de corrección es aquella que relaciona estas dos funciones 2D, pero  $F_{EH}$  no es inyectiva y no es posible obtener un valor único de corrección. Para solucionarlo se elimina la variable correspondiente al hueso de la función  $F_{EH}$  utilizando la estimación de hueso atravesado. La corrección será una *look-up table* (LUT) en la que para cada espesor de hueso atravesado se almacena una función cuadrática de linealización.

### Corrección

La corrección aplica la función correspondiente a cada pixel de la proyección en función de la cantidad de hueso atravesada tal y como muestra el flujo de trabajo en la Figura 2. Para calcular el hueso atravesado se realiza una reconstrucción preliminar sobre la que se segmenta el hueso y se proyecta, estimando la cantidad de hueso atravesada en cada pixel de la proyección.

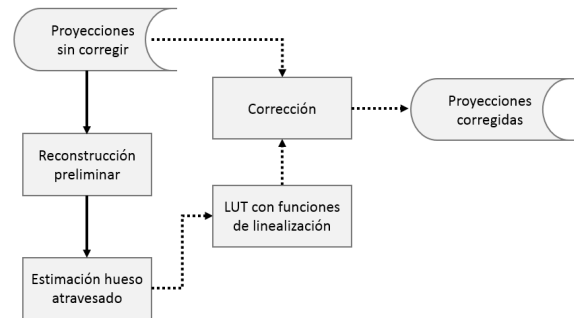


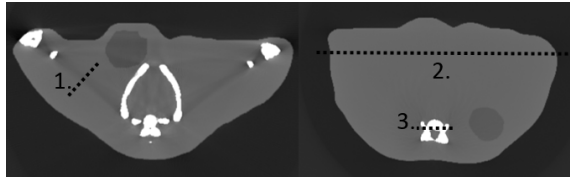
Figura 2. Flujo de trabajo de la corrección

### 3. Evaluación en datos simulados

Se ha realizado una evaluación en simulación basada en el sistema *cone beam* de pequeño animal ARGUS PET/CT (SEDECAL)[7] y un espectro de 40 kVp con un 1 mm de filtrado de aluminio obtenido a través del modelo TASMIP [8]. La muestra fue un atlas 3D de ratón [9] caracterizado por cuatro densidades diferentes: pulmones, tejido blando, corazón y hueso cortical. Los coeficientes de atenuación (*macs*) de cada material han sido extraídos de la base de datos del NIST. Usando  $\rho_{TB}=1.06$  gr/cm<sup>3</sup>,  $\rho_{Al}=2.71$  gr/cm<sup>3</sup> y  $\rho_{PMMA}=1.18$  gr/cm<sup>3</sup> de la base de datos del NIST ([www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients](http://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients)) y  $\rho_H=2.06$  gr/cm<sup>3</sup> en ratas [10]. Los datos de proyección se generaron con *FUX-Sim* [11], obteniendo 720 proyecciones de 512x512 pixeles (0.2 mm<sup>2</sup> de tamaño de pixel) con un *span* de 360 grados. En la evaluación de los datos simulados se utilizan dos cortes axiales del *digimouse* (Figura 3) en los que se observan ambos artefactos: *cupping* y bandas. La evaluación cuantitativa se basa en los perfiles descritos en la Figura 4 y en el error cuadrático medio (ECM) con respecto a una reconstrucción monocromática equivalente al espectro policromático. Los perfiles tratan de evaluar de manera individual la corrección de bandas (1), el *cupping* (2) y la restauración de valores de hueso (3). El porcentaje de mejora se calcula mediante la siguiente expresión:

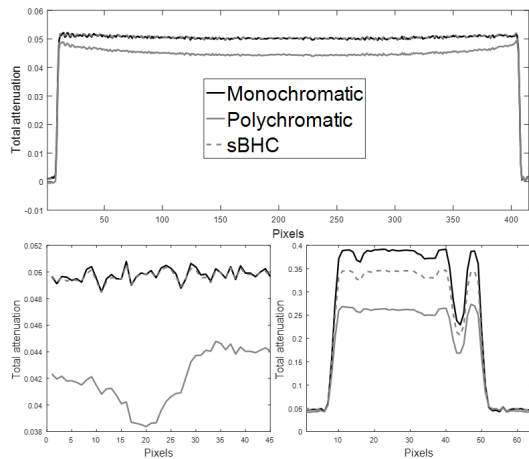
$$P_{mejora}(\%) = \frac{ECM_{real} - ECM_{corregido}}{ECM_{real}} \times 100$$

Donde  $ECM_{real}$  es el error de la imagen con artefacto y  $ECM_{corregido}$  el error de la imagen corregida.



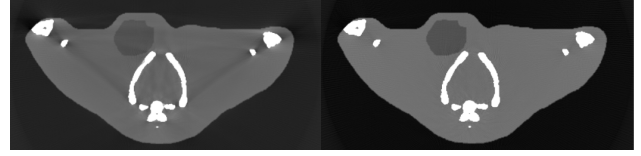
**Figura 3.** Perfiles a evaluar en datos simulados

Los perfiles de la Figura 3 muestran como los valores de tejido blando son restaurados completamente, con porcentaje de mejora de 99.9 % en el tejido blando y 86.7 % en hueso.



**Figura 4.** Perfiles en cupping (arriba), bandas (abajo-izquierda) y hueso (abajo-derecha)

La figura 5 muestra un corte axial de la imagen policromática del *digimouse* antes y después de la corrección en la que se puede observar la eliminación de las bandas entre los huesos.

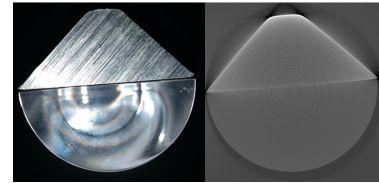


**Figura 5.** Corte axial antes (izquierda) y después de la corrección (derecha)

### 4. Evaluación en sistema real

Se ha realizado también una evaluación usando datos reales adquiridos con el escáner ARGUS PET/CT: dos estudios de ratas, uno de cabeza y otro de tórax. Todos los datos fueron adquiridos con 360 proyecciones (0.2 mm<sup>2</sup> de tamaño de pixel) y a un voltaje de 40kVp.

Dado que el aluminio en estado puro no es mecanizable y es necesario recurrir a aleaciones. Ateniéndonos a la *mac* del hueso y un mecanizado sencillo, se ha optado por la aleación 6082 para el material equivalente a hueso. Así, el maniquí de calibración se compone de un semicilindro de PMMA y un triángulo de aluminio 6082 (Figura 6) de forma que se maximicen las combinaciones de espesores atravesados para cada material.



**Figura 6.** Maniquí de calibración

La evaluación en datos reales se basa en la evaluación visual debido a que no es posible disponer de datos obtenidos con una fuente monocromática. La figura 7 muestra cortes axiales antes y después de la corrección, en la que se observa una reducción significativa de los artefactos de bandas.



**Figura 7.** Cortes axiales sin corregir (izquierda) y corregidos (derecha)

## 5. Discusión

En este trabajo se propone un método para la corrección de los artefactos producidos por el efecto de endurecimiento de haz en tomografía computarizada. El método está basado en la extensión del algoritmo de linealización a 2D. Un paso de calibración con un maniquí sencillo formado por materiales equivalentes al tejido blando y hueso permite corregir tanto *cupping* como bandas.

A través de la literatura se han elegido el PMMA y una aleación de aluminio para sustituir al tejido blando y el hueso respectivamente. En el caso del PMMA la *mac* no es exactamente igual pero la densidad es muy parecida: En el de la aleación de aluminio 6082 se da el problema contrario con una *mac* muy parecida pero una densidad mucho mayor. Las diferencias en el factor de atenuación se compensan usando un factor de normalización ajustando la función a la correspondiente de hueso y tejido blando. Sin embargo, la corrección a través de este factor no es del todo precisa debido a que el factor de normalización está basado en dos aproximaciones de la función de endurecimiento de haz. Aunque se consigue una corrección de las bandas, los valores de hueso no son restaurados a sus valores ideales. Como trabajo futuro es necesario afinar este factor de normalización para mejorar la corrección de estos valores de hueso a través de mejorar la aproximación de las funciones de endurecimiento de haz.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Economía, Industria y Competitividad (proyectos DPI2016-79075-R) y el Instituto de Salud Carlos III (proyecto DTS17/00122).

## Referencias

- [1] J. F. Barrett and N. Keat, "Artifacts in CT: recognition and avoidance," *Radiographics*, vol. 24, pp. 1679-91, Nov-Dec 2004.
- [2] R. A. Brooks and G. Di Chiro, "Beam hardening in x-ray reconstructive tomography," *Phys Med Biol*, vol. 21, pp. 390-8, May 1976.
- [3] O. Nalcioglu and R. Lou, "Post-reconstruction method for beam hardening in computerised tomography," *Physics in medicine and biology*, vol. 24, p. 330, 1979.
- [4] P. M. Joseph and R. D. Spital, "A method for correcting bone induced artifacts in computed tomography scanners," *J Comput Assist Tomogr*, vol. 2, pp. 100-8, Jan 1978.
- [5] Y. Kyriakou, E. Meyer, D. Prell, and M. Kachelriess, "Empirical beam hardening correction (EBHC) for CT," *Med Phys*, vol. 37, pp. 5179-87, Oct 2010.
- [6] S. Schuller, S. Sawall, K. Stannigel, M. Hulsbusch, J. Ulrici, E. Hell, *et al.*, "Segmentation-free empirical beam hardening correction for CT," *Med Phys*, vol. 42, pp. 794-803, Feb 2015.
- [7] J. J. Vaquero, S. Redondo, E. Lage, M. Abella, A. Sisniega, G. Tapias, *et al.*, "Assessment of a new high-performance small-animal x-ray tomograph," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 55, pp. 898-905, 2008.
- [8] J. Siewerdsen, A. Waese, D. Moseley, S. Richard, and D. Jaffray, "Spektr: A computational tool for x-ray spectral analysis and imaging system optimization," *Medical physics*, vol. 31, pp. 3057-3067, 2004.
- [9] B. Dogdas, D. Stout, A. F. Chatziioannou, and R. M. Leahy, "Digimouse: a 3D whole body mouse atlas from CT and cryosection data," *Physics in medicine and biology*, vol. 52, p. 577, 2007.
- [10] E. Cory, A. Nazarian, V. Entezari, V. Vartanians, R. Müller, and B. D. Snyder, "Compressive axial mechanical properties of rat bone as functions of bone volume fraction, apparent density and micro-ct based mineral density," *Journal of biomechanics*, vol. 43, pp. 953-960, 2010.
- [11] M. Abella, E. Serrano, J. Garcia- Blas, I. García, C. de Molina, J. Carretero, *et al.*, "FUX-Sim: Implementation of a fast universal simulation/reconstruction framework for X-ray systems," *PLOS ONE*, vol. 12, p. e0180363, 2017.