Corrección del efecto del endurecimiento del haz basada en segmentación de materiales para imágenes de tomografía computarizada

I. Vidal Migallón¹, M. Abella¹, A. Sisniega¹, J.J. Vaquero¹, M. Desco¹

¹ Unidad de Medicina y Cirugía Experimental. Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid, España, desco@mce.hggm.es

Resumen

Las imágenes obtenidas mediante tomografía computarizada suelen mostrar artefactos provocados por el llamado efecto de "beam hardening" o endurecimiento de haz. Estos artefactos se deben a la policromía de las fuentes de rayos X, que provoca una no linealidad de la atenuación total medida en objetos homogéneos. La solución implementada corrige los artefactos provocados por este efecto mediante una segmentación de la imagen reconstruida y posterior linealización de los valores en proyección según los materiales presentes. Este método ha sido implementado para un micro-CT de alta resolución y no requiere conocer el espectro de la fuente de rayos X. Se presentan resultados obtenidos sobre un objeto formado por dos maniquíes semicilíndricos de materiales de densidades similares a las del tejido blando y el hueso. Se observa un aumento en la calidad de la imagen y la SNR, así como la corrección de los artefactos del efecto de endurecimiento del haz.

1. Introducción

El espectro policromático de una fuente de rayos X sufre una atenuación dependiente de las diferentes energías. Así, los fotones de bajas energías, atravesando un mismo grosor del mismo material, sufren una atenuación mayor que los fotones de altas energías [1-3].

Este efecto se conoce como endurecimiento del haz o *beam hardening* y produce una falta de linealidad de la atenuación con respecto al grosor del material atravesado. El endurecimiento del haz provoca diversos artefactos en imagen de tomografía computarizada: franjas oscuras y el llamado *cupping* (un oscurecimiento del centro de los objetos), así como rayos que parecen surgir en las cercanías de objetos densos (*streaks*). Estos artefactos falsean la cuantificación de la densidad de los objetos y dan una apariencia cóncava a perfiles de objetos homogéneos [3].

Este problema se agrava en presencia de objetos formados por materiales de muy distinta densidad (por ejemplo, en estudios con tejido blando y hueso) y el efecto aumenta con la densidad de los materiales presentes, por lo que un método de linealización o pre-corrección de agua [1, 3, 4] puede no ser suficiente.

Nalcioglu introdujo la idea de separar la información obtenida de los distintos materiales y corregir el error observado individualmente [5]. Así, el valor expresado en un punto de la proyección puede expresarse como la suma

de atenuaciones sufrida por el rayo a través de cada material atravesado.

De esta forma, para un caso de tejido blando y hueso, el valor de la proyección obtenida será [5]:

$$P_{poli}\left(X_{H}, X_{T}\right) = \int_{0}^{X_{H}} \tilde{\mu}_{H}\left(x'\right) \cdot dx' + \int_{0}^{X_{T}} \tilde{\mu}_{T}\left(x\right) \cdot dx \qquad (1)$$

donde μ_i es el coeficiente de atenuación dependiente de la energía para el material *i* y x_i es el espesor del material *i* atravesado por un mismo rayo.

El valor correcto (correspondiente al caso de un haz monocromático) en proyección sería:

$$P_{mono} = \mu_H(\widetilde{E}) \cdot X_H + \mu_T(\widetilde{E}) \cdot X_T$$
⁽²⁾

donde μ_i es el coeficiente lineal de atenuación, independiente de la energía, para el material *i*, \tilde{E} es la energía equivalente del rayo monocromático, X_i es el espesor total del material *i* atravesado por un mismo rayo.

En consecuencia, se puede definir el error por endurecimiento del haz como:

$$\Delta P_{e} = \mu_{H} \left(\tilde{E} \right) \cdot X_{H} + \mu_{T} \left(\tilde{E} \right) \cdot X_{T} - \int_{0}^{X_{H}} \tilde{\mu}_{H} \left(x' \right) \cdot dx' + \int_{0}^{X_{T}} \tilde{\mu}_{T} \left(x \right) \cdot dx$$
(3)

El presente trabajo parte de este planteamiento, combinado con el método de linealización [3, 4, 6, 7] y tiene como objetivo implementar un método capaz de eliminar el efecto del endurecimiento del haz en imágenes CT, corrigiendo el error entre la atenuación medida y la correcta para cada material presente en los objetos bajo estudio.

2. Material y métodos

Para este trabajo se ha empleado un tomógrafo computarizado diseñado en el propio laboratorio, que constituye el subsistema CT de un equipo híbrido PET-CT comercial (ARGUS CT, Suinsa Medical Systems, Madrid): se trata de un micro-CT con una fuente de haz cónico (capaz de hasta 50kV y 1 mA) y un detector digital de semiconductor (*flat panel*) sobre un soporte rotatorio, todo ello controlado por un ordenador de propósito general (AMD Opteron 242 1.6GHz, 1GB de RAM, S.O.

Linux 2.4.x). El campo de visión (o FOV, *field of view*) tiene un diámetro de 71.5 mm con una resolución máxima de 50 μ m [8]. La fuente cuenta con un filtro de aluminio de 1 mm, con el propósito de pre-endurecer el haz, absorbiendo la zona de baja energía del espectro [8].

La adquisición se ha realizado a 50 kV, para maximizar el contraste, dado que manejamos materiales de poca densidad, y a 140 μ A, para evitar la saturación de los píxeles del detector, para un tamaño de píxel de 200 μ m. El resultado de la adquisición es un conjunto de 360 proyecciones de 528x570 píxeles.

Para las pruebas, se han empleado dos maniquíes semicilíndricos de radio R = 30 mm y distintos materiales: metacrilato (para simular el tejido blando) y teflón (para simular el hueso).

Este método asume que el objeto sólo consta de materiales de dos densidades diferenciables: hueso (o, en este caso, su equivalente: teflón) y tejido blando (o metacrilato), además del aire.

El método consta de varias fases. En una primera fase, se calibra el efecto del endurecimiento del haz en nuestro tomógrafo para cada material que se deseará corregir en un estudio. Posteriormente, se realiza una reconstrucción preliminar de la imagen, que debe segmentarse en función de la densidad de los objetos, y se obtiene así información sobre la distribución de los distintos materiales. El tercer paso es la corrección de las proyecciones a partir de los datos de la calibración y de la información sobre la distribución de densidades.

2.1. Calibración previa

El método requiere una calibración previa del efecto de *beam hardening* para cada uno de los materiales involucrados, que se obtiene estableciendo un modelo del valor de atenuación medido en proyección frente al grosor de material, por un lado, y los valores correctos conocidos para esos grosores [9-11].

Para esta calibración, se realizó una adquisición de un maniquí de geometría y dimensiones conocidos para cada material (metacrilato y teflón), empleando los mismos parámetros de adquisición (voltaje, corriente y resolución) que para estudios biológicos.

A partir de los datos en proyección, y según la geometría del maniquí, se obtuvieron las trayectorias de los rayos y el perfil de la atenuación de varios rayos a lo largo de distintos grosores de material, P(x).

Para obtener la curva de atenuación correcta, Q(x) sabemos que se cumple lo siguiente [1, 3, 4]:

- la relación correcta entre atenuación y grosor debe ser lineal y de pendiente igual al coeficiente de atenuación constante del material;
- el efecto del endurecimiento del haz es mayor cuanto mayor es el grosor del material.

Por este motivo, se calculó el coeficiente constante de atenuación a partir de la pendiente de la atenuación medida en pequeños grosores [9].

2.2. Segmentación

Para la segmentación de la imagen según sus distintas densidades, se realizó una reconstrucción preliminar rápida. Dado que el objetivo de esta reconstrucción era obtener información sobre la distribución de densidades, es suficiente una resolución menor que la que tendrá imagen final corregida.

Para minimizar el efecto del ruido en el proceso de segmentación, se realizó un suavizado mediante un filtro de media (en un radio de 3 píxeles) de los datos reconstruidos, obteniéndose una imagen como la mostrada en la Figura 1.



Figura 1. Corte de la imagen original (A) y la resultante tras el suavizado (B).

Se segmentó esta imagen suavizada mediante unos umbrales elegidos heurísticamente (al igual que se hace en [2, 5]) antes de la conversión a unidades Hounsfield para cada material. El rango de los umbrales depende del material debido a que el efecto del endurecimiento del haz es más notable en materiales densos, para los que dicho rango deberá ser mayor). El resultado obtenido de la segmentación por umbrales es el par de máscaras que se pueden ver en la Figura 2.



Figura 2. Máscaras de metacrilato (A) y teflón (B) obtenidas umbralizando la imagen original.

2.3. Corrección de las proyecciones

El espesor atravesado por cada rayo a través del material correspondiente se obtuvo proyectando cada máscara binaria; es decir, para cada píxel (i,j) de la proyección se cumple: $P_{ij} = x_{ij}$.

Aceptando que el objeto está formado sólo por los materiales calibrados, se aplicó la expresión (3) para corregir las proyecciones originales con los valores correspondientes a un haz monocromático que atravesase los grosores detectados de tejido y hueso.

Dado que el valor correcto de atenuación, Q(x), estaba pre-calibrado, el valor correcto de la proyección para ese material se calculó como: $Q_m(P_{ij})$.

La imagen final se obtuvo reconstruyendo el conjunto de proyecciones corregido, P_{mono} .

2.4. Evaluación

Se ha evaluado el método utilizando dos maniquíes semicilíndricos de radio 30 mm de teflón y de metacrilato, colocados lado a lado, de forma que en cada corte hubiese contribución de ambos materiales a la proyección, y comparando la imagen reconstruida corregida con la original:

- visualmente;
- mediante sendos perfiles en un corte central en dirección axial;
- tomando el histograma de ambas imágenes al completo;
- mediante la relación señal a ruido (SNR) calculada como [12]: $SNR = 20 \cdot \log\left(\frac{1}{\sigma}\right) [dB]^{\cdot}$

3. Resultados

En la Figura 3 puede observarse la vista axial de la imagen reconstruida de los dos semicilindros, antes y después de la corrección. Se indica en amarillo el lugar en que se ha trazado un perfil en ambas imágenes para la comparativa. Dicho perfil puede observarse en la Figura 4.



Figura 3. Imagen original (A) e imagen corregida (B) reconstruida de los dos maniquíes semicilíndricos de metacrilato y teflón.



Figura 4. Perfiles tomados de la imagen reconstruida, antes y después de la corrección.

En la Figura 5 puede observarse el histograma correspondiente a la imagen original (A) y a la corregida (B). Los picos corresponden, de izquierda a derecha, a los valores de aire, metacrilato y teflón. Las unidades son arbitrarias, las propias del sistema antes del paso a unidades estándar Hounsfield.



Figura 5. Histogramas obtenidos de las imágenes reconstruidas: original (A) y corregida (B): aire, metacrilato y teflón.

La desviación estándar y la relación señal a ruido (SNR) de los valores de metacrilato y hueso, calculadas para la imagen original y la corregida, son los mostrados en la Tabla 1.

		σ	SNR (dB)
Teflón	Imagen original	6,38·10 ⁻⁴	63,9
	Imagen corregida	1,57.10-4	76,08
Metacrilato	Imagen original	3,85.10-4	68,29
	Imagen corregida	1,5.10-4	76,48

Tabla 1. Valores de desviación estándar y SNR en imagenreconstruida.

4. Discusión

Se puede observar, tanto en las imágenes como en los perfiles e histogramas, que este método mejora la uniformidad en la reconstrucción de objetos homogéneos, reduciendo los artefactos atribuibles al efecto del endurecimiento del haz. En concreto, en los histogramas se puede ver cómo se reduce la desviación de los valores con respecto a la media y mejora la SNR, lo que se traducirá en una mejor interpretación de la imagen.

En los histogramas corregidos se puede observar una traslación de los valores medios correspondientes al metacrilato y al teflón. Esto se debe a que el artefacto de endurecimiento del haz reduce artificialmente los valores de densidad de los objetos y este efecto es mayor cuanto mayor es la densidad original del material. Así, el desplazamiento observado es mayor para teflón que para metacrilato y es despreciable para aire.

El método es muy eficiente, como puede observarse en los perfiles (Figura 4) y permite añadir varios materiales según las necesidades del estudio con haber realizado una vez la calibración para ese material en el tomógrafo.

Como limitación de esta aproximación, podemos mencionar que el método es sensible a varios factores.

La efectividad de la segmentación se ve afectada por el ruido y el filtro paso-bajo. Así, si no se suaviza lo suficiente la imagen, es posible perder en la umbralización secciones que, a pesar de pertenecer a un material, tienen un valor erróneo – incluso aleatorio – debido al ruido o a artefactos (como podía observarse en la bandeja del tomógrafo en la Figura 2).

Por otro lado, también es posible obtener una máscara con errores al suavizar demasiado la imagen. Este efecto se puede observar en la máscara correspondiente al metacrilato (Figura 2): en ella, parecería que alrededor del objeto de teflón existe una capa de pequeño espesor de metacrilato; sin embargo, esto es resultado de la reconstrucción y posterior suavizado de la imagen. Por lo tanto, es necesario encontrar un compromiso entre el ruido y el filtrado.

Tanto Joseph y Spital [2] como Nalcioglu [5] han discutido esta debilidad de los métodos que dependen de umbrales y segmentación y cómo los umbrales pueden seleccionarse empíricamente. En nuestro caso, se ha optado por seleccionar valores relativamente bajos para metacrilato, ya que los valores son mucho más bajos de los estándar debido al efecto del endurecimiento del haz, y limitar el filtrado al mínimo (radio de 3 píxeles para el filtro de media).

Además, la calidad de la calibración de unidades Hounsfield también afecta a la umbralización, puesto que ésta depende de los valores de la reconstrucción previa para obtener la distribución de densidades. Si, durante la calibración Hounsfield, no se ha corregido el efecto del endurecimiento del haz, después los valores Hounsfield no serán fiables. Por eso es conveniente realizar la corrección del endurecimiento del haz por segmentación en valores propios del tomógrafo, antes de realizar la calibración Hounsfield.

Por otro lado, para aplicaciones industriales [6], resulta eficiente presuponer un número limitado de materiales y densidades.

5. Conclusiones

Se ha diseñado e implementado un método de corrección del efecto del endurecimiento del haz, basado en la segmentación del objeto según sus densidades, para el que no se requiere conocimiento previo del espectro de la fuente de rayos X.

Dicho método es válido para eliminar artefactos por endurecimiento del haz en objetos heterogéneos, lo que resulta especialmente útil para mejorar la fiabilidad de las calibraciones de los sistemas de imagen CT y las imágenes finales.

Una segunda ventaja de este método es que es aplicable aun cuando no se tenga acceso a las proyecciones originales de la adquisición, si se cuenta con una calibración para los materiales involucrados.

Agradecimientos

Este trabajo fue financiado por el proyecto CDTEAM 2006-2009: Programa CENIT. CDTI (Ministerio de Ciencia e Innovación).

Referencias

- [1] Brooks RA, Di Chiro G, Beam hardening in x-ray reconstructive tomography, *Phys Med Biol*, vol. 21, pp. 390-8, May 1976 1976.
- [2] Joseph PM, Spital RD, A method for correcting bone induced artifacts in computed tomography scanners, J Comput Assist Tomogr, vol. 2, pp. 100-8, Jan 1978.
- Kak AC, Slaney M, Principles of Computerized Tomographic Imaging: IEEE Press, 1987 (ISBN: 0879421983).
- [4] Sourbelle K, Kachelriess M, Kalender WA, Empirical water precorrection for cone-beam computed tomography, *IEEE Medical Imaging Conference Record*, pp. 1871-1875, October 2005 2005.
- [5] Nalcioglu O, Lou RY, Post-reconstruction method for beam hardening in computerised tomography, *Phys Med Biol*, vol. 24, pp. 330-40, Mar 1979.
- [6] Gao H, Zhang L, Chen Z, Xing Y, Li S, Beam hardening correction for middle-energy industrial computerized tomography, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 53, pp. 2796-2807, October 2006 2006.
- [7] Kachelriess M, Sourbelle K, Kalender WA, Empirical cupping correction: a first-order raw data precorrection for cone-beam computed tomography, *Med Phys*, vol. 33, pp. 1269-74, May 2006.
- [8] Lage E, Vaquero JJ, Redondo S, Abella M, Tapias G, Desco M, Design and Development of a High Performance Micro-CT System for Small-Animal Imaging, 2006 Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (IEEE), p. 79, 2006.
- [9] Hammersberg P, Mangard M, Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography, *Journal of X-Ray Science and Technology*, vol. 8, pp. 75-83, 1998.
- [10] Herman GT, Correction for beam hardening in computed tomography, *Phys Med Biol*, vol. 24, pp. 81-106, Jan 1979.
- [11] Van de Casteele E, Model-based approach for Beam Hardening Correction and Resolution Measurements in Microtomography, Universiteit Antwerpen, Faculteit Wetenschappen, Departement Natuurkunde, 2004.
- [12] Van de Casteele E, Van Dyck D, Sijbers J, Raman E, An energy-based beam hardening model in tomography, *Phys Med Biol*, vol. 47, pp. 4181-90, Dec 7 2002.