

# Desarrollo e implementación de una herramienta para el calibrado automático de equipos micro-TAC de haz cónico

A. Sisniega<sup>1</sup>, M. Abella<sup>1</sup>, E. Lage<sup>1</sup>, M. Desco<sup>1,2</sup>, J.J. Vaquero<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Medicina y Cirugía Experimental, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid

<sup>2</sup> Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid

juanjose.vaquero@uc3m.es

## Resumen

*La calidad de imagen obtenida por equipos micro-TAC (tomografía axial computarizada) para pequeño animal depende en gran medida de la bondad del calibrado de los mismos. En la literatura previa se han propuesto diferentes métodos para el calibrado de cada uno de los parámetros de un sistema micro-TAC. Sin embargo, existen pocas referencias sobre el esquema de calibración global a seguir para obtener los mejores resultados. En este trabajo se presenta una propuesta para el calibrado global de equipos micro-TAC, que ordena los pasos del proceso y elimina posibles interdependencias entre los mismos.*

*Como parte del proceso de calibrado propuesto se han diseñado varios métodos nuevos para la automatización de aquellos pasos que suelen realizarse a mano por parte de personal especializado, o sobre los que no existen métodos estándar en la literatura. Por último, se ha implementado una aplicación informática que automatiza en gran medida el proceso y permite un sencillo recalibrado del sistema.*

## 1. Introducción

La micro-tomografía axial computarizada por rayos X (micro-TAC) de haz cónico es una de las técnicas de imagen biomédica utilizadas habitualmente en estudios de investigación preclínica con pequeños animales, ya sea como modalidad única o para la obtención de datos complementarios a los proporcionados por modalidades de imagen funcional, como la tomografía por emisión de positrones (PET) o la tomografía por emisión de fotón único (SPECT). Recientes avances en los dispositivos de detección de rayos X, en términos de resolución, rango dinámico, sensibilidad y reducción de distorsión geométrica, han permitido alcanzar un alto nivel de calidad de imagen sin aumentar la dosis de radiación recibida por el animal. Este incremento en calidad de imagen es especialmente notable con los últimos desarrollos de detectores de tipo ‘flat-panel’.

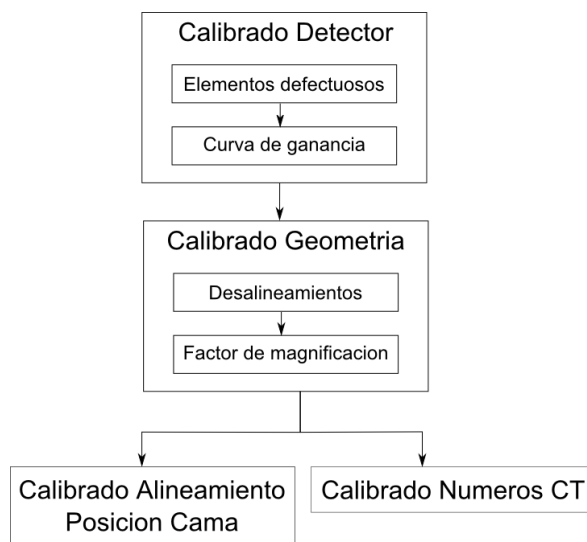
La mejora del rendimiento de los detectores hace necesario el desarrollo de métodos de calibración con el nivel de precisión y repetibilidad adecuado para obtener la máxima calidad de imagen alcanzable con la menor dosis posible. El proceso de calibrado del sistema completo debe aplicar dichos métodos siguiendo un esquema temporal que permita minimizar el error de cada uno de los mismos y, por tanto, maximizar la calidad de imagen final. Por otra parte, el proceso de calibrado del equipo debe ser repetido cada cierto tiempo para compensar la

deriva y envejecimiento de los diferentes elementos del sistema, como el daño producido por la radiación en el detector, cambios en las condiciones de temperatura, o el envejecimiento de los componentes mecánicos del sistema. Es deseable, por tanto, que el proceso de calibrado requiera la menor intervención posible por parte del usuario y pueda ser ejecutado fácilmente por personal sin un conocimiento profundo del sistema a calibrar.

En este trabajo se presenta un esquema para el calibrado completo de equipos de adquisición de imagen micro-TAC con detector de tipo ‘flat-panel’ así como una aplicación informática que permite la ejecución del proceso de calibrado de la forma más automática posible y minimizando la intervención del usuario. El esquema descrito integra diferentes métodos, algunos de los cuales, de nueva creación, han sido desarrollados como parte del presente trabajo.

## 2. Esquema de calibrado

En la figura 1 se muestra el esquema del proceso propuesto para el calibrado de sistemas micro-TAC.



**Figura 1.** Esquema de calibrado de equipos micro-TAC

Para obtener resultados óptimos, el primer paso es calibrar la respuesta del detector ante la radiación incidente. Una vez obtenida la respuesta del detector los

datos adquiridos pueden ser corregidos para evitar artefactos en la imagen.

El segundo paso en el proceso de calibración consiste en la obtención de los parámetros geométricos del equipo o de la desviación de los mismos sobre la geometría ideal de diseño del sistema. Debido a la alta resolución espacial necesaria en sistemas micro-TAC, la correcta estimación de la configuración geométrica del sistema con precisión submilimétrica es un paso crítico para obtener una imagen con la mejor resolución posible y libre de artefactos. Incluso pequeñas desviaciones ( $\sim 0.05\text{mm}$ ) son capaces de reducir drásticamente la calidad de imagen tomográfica [1]. Asimismo, es importante encontrar el valor exacto del factor de magnificación del sistema, que va a permitir mostrar con fidelidad el tamaño de las estructuras representadas en la imagen.

Tras el calibrado geométrico es necesario realizar dos pasos más para completar el proceso. El orden en el que se ejecuten los mismos no es relevante. En primer lugar, para obtener datos cuantitativos de atenuación en imagen tomográfica e independizar dichos resultados de la configuración espectral del haz de rayos X, los valores de atenuación medidos en la imagen reconstruida deben ser referidos al valor de atenuación de agua para la misma configuración espectral, obteniendo valores en Unidades Hounsfield (HU) o números TAC [2]. La formula para el calculo de dicho valor es,

$$HU = \frac{(\mu - \mu_{\text{Agua}})}{\mu_{\text{Agua}}} \cdot 1000. \quad (1)$$

Por otra parte, la mayoría de sistemas micro-TAC para pequeño animal son capaces de extender el campo de visión axial mediante la adquisición de varios volúmenes de datos para diferentes posiciones de la cama que soporta al animal. Dichos volúmenes deben estar parcialmente solapados para ser reconstruidos y concatenados posteriormente. Para preservar la calidad de imagen en la zona de solapamiento y evitar discontinuidades en el volumen total, es necesario obtener la desviación existente entre el eje de movimiento real de la cama y el ideal, que debe ser paralelo al eje de rotación del sistema.

### 3. Calibrado del detector

El proceso de calibrado del detector de tipo ‘flat-panel’ consta de dos etapas principales. En primer lugar, debido al proceso de fabricación de este tipo de detectores, siempre existen áreas de la superficie activa que no reaccionan de forma adecuada a la radiación incidente. Es necesario identificar aquellos elementos del detector cuya respuesta no es la adecuada. Los elementos considerados son líneas, columnas y píxeles o grupos de píxeles aislados.

En segundo lugar, es necesario calibrar la curva de ganancia individual de cada uno de los píxeles. En función del tipo de muestras a analizar existen diferentes aproximaciones para la estimación de dicha curva.

#### 3.1. Estimación de elementos defectuosos

Se considera que la respuesta de un área del detector no es adecuada cuando su valor siempre es cercano a cero, su valor siempre es cercano al punto de saturación o su valor es significativamente inferior o superior al de los elementos que le rodean, independientemente del nivel de radiación recibido. En este último caso, pese a aplicar la calibración de ganancia descrita posteriormente, el elemento genera datos con unas propiedades de ruido muy diferentes a las de los elementos adyacentes, que pueden ser fuente de artefactos en la imagen reconstruida [3].

Las áreas defectuosas pueden clasificarse según tres tipos de estructuras. Es posible que una porción representativa de los píxeles que forman una línea de la imagen adquirida (aproximadamente el 30% de los mismos) tenga una respuesta no adecuada. En ese caso se considera que la línea completa es defectuosa. El mismo criterio se utiliza para definir una columna como defectuosa. En caso de encontrar un píxel o un grupo de píxeles con una respuesta no adecuada, se considera esa zona como un defecto aislado.

Para la identificación de los elementos defectuosos del detector se adquiere un conjunto de imágenes para cada configuración del detector. Dicho conjunto consiste en una imagen sin radiación que permite la corrección del *offset* por corriente de oscuridad y cinco imágenes sin ningún objeto entre la fuente de rayos X y el detector, cada una con un nivel de radiación diferente.

El conjunto de algoritmos propuesto para la detección de los diferentes elementos defectuosos tiene en cuenta la variación relativa de los mismos respecto a sus vecinos más cercanos. Para la detección de filas defectuosas, el área activa del detector se divide en tres secciones diferentes. Cada sección contiene un tercio de los píxeles de cada fila. Se suma el valor de todas las columnas de cada sección, obteniendo tres vectores de valores de fila. Se calcula la derivada en cada uno de los puntos del vector. La presencia de dos picos superiores a un umbral ( $\sim 30\%$ ) para uno de los vectores indica la presencia de una línea defectuosa en la posición entre ambos valores. Asimismo, si los picos son superiores a un segundo umbral ( $\sim 15\%$ ) la fila se marca como sospechosa. Si la fila es marcada como sospechosa en más de uno de los vectores, se considera que es defectuosa. Si la separación entre ambos picos es mayor a una posición, se trata de un conjunto de líneas defectuosas adyacentes.

Para la detección de píxeles o conjuntos de píxeles defectuosos el algoritmo desarrollado se basa en el análisis de las propiedades espectrales de los datos adquiridos. Se calcula la transformada de Fourier de la primera imagen, adquirida con un mayor nivel de radiación y se le aplica un filtro de rampa cuadrático bidimensional, descrito por la siguiente expresión.

$$H(u, v) = (uv)^2. \quad (2)$$

Tras calcular la transformada de Fourier inversa de la imagen filtrada, aquellos píxeles o grupos de píxeles con

un valor superior a cierto umbral se marcan como defectuosos.

Dicho procedimiento no es capaz de encontrar grupos de píxeles defectuosos adyacentes. La presencia de este tipo de grupos es menos habitual que la de píxeles aislados. El algoritmo propuesto para la detección de los mismos calcula la variación del valor medio en zonas de 4x4 píxeles para los diferentes niveles de exposición, si la variación de una zona no es monótona creciente con el nivel de exposición o si el valor de bondad de su ajuste lineal ( $R^2$ ) es menor a 0.75, se considera que es una zona defectuosa. Otros autores proponen la estimación de este tipo de defectos mediante la observación de la estabilidad temporal para uno o varios niveles de radiación fijos [3].

### 3.2. Obtención de la curva de ganancia

El comportamiento de los diferentes píxeles que forman el área de detección es ligeramente diferente y, por tanto es necesario obtener una curva de ganancia para cada uno de ellos, que permita equalizar la imagen adquirida. Dado el alto grado de linealidad de este tipo de detectores [4], normalmente es suficiente con obtener el valor de *offset* (O) en ausencia de radiación y el valor para un nivel de radiación cercano al punto de saturación del detector (G), pero sin alcanzar el mismo. Así, el valor de píxel corregido según la curva de ganancia viene dado por la expresión,

$$V_f = \frac{(G - O)}{r} (V - O) \quad (3)$$

Donde  $V$  es el valor de píxel original,  $V_f$  es el valor final y  $r$  es el cociente entre el nivel de radiación usado y el usado para la calibración.

En caso de realizar adquisiciones con un bajo nivel de radiación o con muestras que atenúen fuertemente el haz, el comportamiento de los píxeles es mas proclive a no linealidades que deben ser tenidas en cuenta mediante la adquisición de diferentes puntos en la curva de ganancia. La curva final puede modelarse como una curva lineal por tramos [5] o mediante polinomios [6]. En el esquema propuesto se ha seleccionado la corrección por tramos dado que la diferencia entre ambas correcciones es minima en la mayoría de los casos.

## 4. Calibrado geométrico

### 4.1. Estimación del desalineamiento geométrico

La estimación de los desalineamientos del sistema respecto a su configuración ideal es un proceso complicado, sujeto a numerosas fuentes de error dado el alto grado de precisión necesario. Existe un gran número de aproximaciones, la mayoría de ellas basadas en el seguimiento de la trayectoria de elementos esféricos dispuestos según una determinada configuración espacial [7, 8]. Pese a los esfuerzos dedicados a la resolución de este problema, ninguno de los métodos propuestos ha sido capaz de obtener todos los parámetros que definen la geometría del sistema sin usar maniqués excesivamente complicados en cuanto a diseño y fabricación.

El método elegido para el esquema de calibración propuesto es el desarrollado en [8], que se basa en el seguimiento de dos objetos esféricos. Este método resulta especialmente adecuado por la sencillez del maniquí utilizado y por no exigir un posicionamiento preciso del mismo. Esto permite la ejecución del protocolo de calibrado sin necesidad de instrumental accesorio. Como contrapartida, no es posible encontrar uno de los parámetros angulares que definen la geometría [8] y la medida del factor de magnificación está fuertemente afectada por la distancia entre las esferas, por lo que su valor no es fiable.

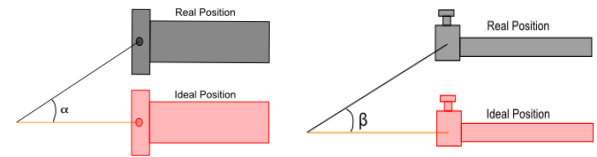
### 4.2. Calculo del factor de magnificación

Para el cálculo del factor de magnificación se propone usar la alta precisión de movimiento conseguida por las etapas de desplazamiento lineal utilizadas por los sistemas micro-TAC para el posicionamiento de la cama.

El procedimiento consiste en la adquisición de un pequeño rodamiento de aproximadamente 1 mm de diámetro en dos posiciones diferentes de cama, situando el rodamiento al principio y fin del campo de visión axial del equipo. Las imágenes de proyección que forman ambos conjuntos de datos se fusionan para generar un único volumen reconstruido. Posteriormente, se calcula el centro de masa del rodamiento en el volumen, obteniendo sus dos posiciones. La distancia en vóxeles obtenida permite obtener el tamaño de vóxel a partir de la distancia real de desplazamiento.

## 5. Calibrado del alineamiento entre posiciones de cama

Para el correcto alineamiento de volúmenes adquiridos para diferentes posiciones de cama es necesario estimar la desviación entre la trayectoria de desplazamiento de la cama y el eje de rotación del sistema. El desalineamiento se modela mediante dos ángulos (ver figura 2).



**Figura 2.** Desalineamiento del eje de la cama

Para la estimación de ambos ángulos se utiliza un maniquí formado por un cilindro que contiene 6 rodamientos esféricos de aproximadamente 1 mm de diámetro. Dichos rodamientos se sitúan en dos grupos de tres, a dos alturas diferentes dentro del cilindro. El maniquí se sitúa de forma que la zona que contiene los rodamientos ocupa la parte de solapamiento entre las diferentes posiciones de cama. Se adquiere un conjunto de datos formado por dos posiciones de cama, que son posteriormente separadas y reconstruidas. A continuación se calcula el centro de masa de cada uno de los rodamientos en cada volumen y se calcula la distancia entre centros homólogos en cada volumen. Las coordenadas de los centros de masa se transforman de acuerdo al valor de los ángulos a estimar

(empezando en cero) y se vuelven a calcular las distancias. Aplicando un algoritmo de mínimos cuadrados se encuentra el valor de los parámetros angulares que minimizan la distancia media entre centros de masa.

## 6. Calibrado de unidades Hounsfield

Para representar el valor de píxel en la imagen reconstruida en HU el procedimiento de calibrado propuesto hace uso de un conjunto de datos adquirido para todas las configuraciones espectrales del haz de rayos X. El maniquí adquirido debe contar con una región de aire, otra de agua y una tercera de un material cuyo valor de atenuación sea cercano al mayor presente en muestras biológicas, hueso cortical. En nuestro procedimiento se propone el uso de Teflón como tercer material. Tras la segmentación de una zona en cada material en una de las adquisiciones se genera una tabla de conversión que será aplicada a los datos reconstruidos posteriormente.

## 7. Software de calibración

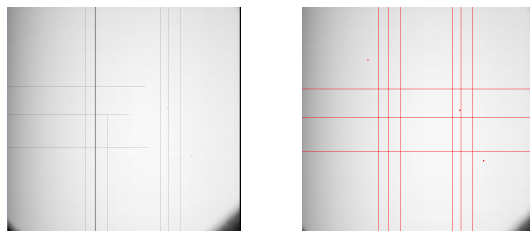
El proceso de calibrado propuesto se ha implementado en una aplicación informática, "CT Calibration", que realiza los diferentes pasos de forma semiautomática, reduciendo al mínimo la interacción del usuario. De esta forma, el usuario puede repetir el proceso de forma periódica o cuando se produzca alguna modificación en el estado del equipo sin necesidad de personal especializado.

Este *software* se utiliza actualmente para el calibrado del equipo Argus PET/CT (Sedecal, Madrid) [9], aunque podría ser fácilmente modificado para cualquier otro equipo micro-TAC.

## 8. Resultados

A continuación se presentan un conjunto de resultados obtenidos por los métodos de calibración desarrollados.

En la figura 3 se muestra una imagen de partida usada para la calibración de los elementos defectuosos del detector y el resultado proporcionado por el método descrito. En rojo se muestran las líneas, columnas y píxeles detectados.

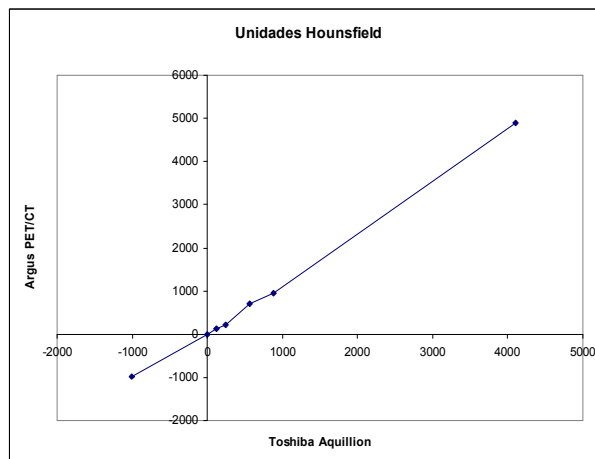


**Figura 3.** Detección de elementos defectuosos

Con este método hemos obtenido en las pruebas realizadas una exactitud del 100% en la detección de columnas y filas y de aproximadamente un 95% en la detección de píxeles, con una tasa de falsos positivos de aproximadamente un 6%.

El error medio en el proceso de alineamiento de diferentes posiciones de cama es de 1.6 píxeles entre centros de masa para los dos volúmenes, en las pruebas realizadas.

En la figura 5 se muestra el resultado de la calibración de unidades Hounsfield, comparando el valor medio de todas las configuraciones espectrales obtenido por el Argus PET/CT frente al obtenido por un tomógrafo clínico (Toshiba Aquillion 16). Se muestran los resultados para siete materiales (aire, agua, nylon, delrin, teflón y aluminio). Se puede observar un comportamiento adecuado. Se puede observar una gran similitud de los valores medidos con ambos equipos, excepto para el valor más alto de atenuación estudiado.



**Figura 4.** Calibración de unidades Hounsfield

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el programa FPU y por el proyecto TEC2008-0675-C02-01 del Ministerio de Ciencia e Innovación.

## Referencias

- [1] Vidal-Migallon I, et.al. 2008 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, pp: 4273-4275, 2008.
- [2] Kalender W. Computed Tomography: Fundamentals, System technology, Image Quality, Applications. Publicis, 2005. (ISBN: 978-3-89578-216-9)
- [3] C. Schmidgunst, et.al. Medical Physics 34 (9), pp: 3649, 2007.
- [4] Sisniega A, et.al. 2008 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record, pp: 3111-3115, 2008
- [5] Seibert, JA. Physics of Medical Imaging 3336, pp: 348, 1998.
- [6] Kwan ALC, et.al. Medical Physics 33 (2), pp: 391, 2006.
- [7] Yang K, et.al. Medical Physics 33 (6), pp: 1695, 2006.
- [8] Noo F. Physics in Medicine and Biology 45, pp: 3489, 2000.
- [9] Vaquero JJ, et.al. Transactions on Nuclear Science 55 (3), pp: 898-905, 2008.