

Interfaz de usuario para la adquisición de datos, calibración y reconstrucción de imagen para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio

A. Olmo¹, G. Zamora¹, C. García-Villalba¹, V. García-Vázquez³, E. Lage¹, M. Abella², J.J. Vaquero², M. Descó^{2,3,1}

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

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

³CIBER en Salud Mental (CIBERSAM), Madrid.

Resumen

En este trabajo se presenta la interfaz de usuario de un nuevo escáner SPECT para animales de laboratorio. Se trata de una herramienta versátil, diseñada para facilitar la interacción del usuario con los diferentes subsistemas del tomógrafo. Esta herramienta permite llevar a cabo la calibración del aparato, la adquisición de estudios SPECT, y la reconstrucción de las imágenes correspondientes a los mismos. En este trabajo se presenta la versión inicial de esta herramienta, y las pruebas realizadas para la validación de la misma.

1. Introducción

La tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) es actualmente una de las técnicas de imagen nuclear más extendidas en clínica.

Esta técnica consiste en la administración al paciente de un trazador obtenido a partir de moléculas marcadas con un cierto isótopo radiactivo emisor de rayos gamma, normalmente por vía intravenosa. Tras el paso de un intervalo temporal denominado tiempo de captación, se procede a detectar la distribución del compuesto inyectado utilizando *gamma cámaras* [1] como elemento de detección. Durante el proceso de detección, se adquieren imágenes en diferentes posiciones angulares alrededor del sujeto bajo estudio. A partir de estas proyecciones y tras un proceso de corrección adecuado, se utiliza algún tipo de algoritmo de reconstrucción tomográfico [2] para obtener imágenes tridimensionales con información sobre la distribución del compuesto inyectado, permitiendo así el estudio de procesos moleculares o celulares complejos *in vivo*.

Aunque actualmente existen diversos sistemas comerciales para animales de laboratorio [3] con grandes posibilidades para la investigación traslacional, el coste de los mismos es muy elevado y sus características exceden los requerimientos básicos para la realización de la mayoría de los protocolos utilizados en investigación.

El sistema *FSPECT*, para el cual se ha implementado la interfaz presentada en este trabajo, es una evolución del rSPECT [4] que se ha desarrollado con el objetivo de proporcionar una sistema versátil, de bajo coste y

rendimiento adecuado para la realización de estudios con animales de laboratorio. Este trabajo describe la interfaz de usuario incorporada a dicho sistema con el objetivo de facilitar al usuario el manejo de este nuevo sistema comercial.

2. Descripción del sistema

El tomógrafo FSPECT consta de los elementos mostrados en la Figura 1:

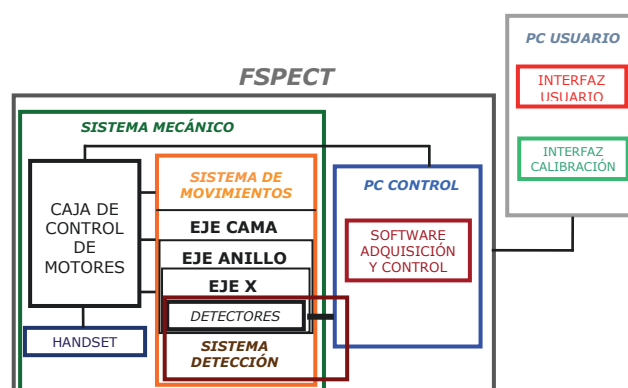


Figura 1. Diagrama de bloques del tomógrafo FSPECT.

- *Sistema mecánico*: Consiste en un conjunto de ejes de movimiento denominado sistema de movimientos; de una caja de control de motores, que hace de interfaz entre el sistema de movimientos y un PC de control; y de un *handset*, que permite mover el eje axial (camilla donde se sitúa el animal) para seleccionar el área a escanear.
- *Sistema de detección*: Compuesto por 2 detectores de radiación sensibles a posición y una versión mejorada de la electrónica de adquisición de datos presentada en [5].
- *PC de Control*: Equipo informático (S.O. Linux) encargado de albergar el *software de adquisición y control* del tomógrafo y el resto de programas que se utilizan para su evaluación y configuración. Dicho software es capaz de adquirir los datos del sujeto bajo estudio y procesarlos de una forma adecuada.

- *PC de usuario*: Es el equipo informático (S.O. Windows) encargado de albergar la herramienta software implementada. Su objetivo es proporcionar al usuario una interfaz sencilla para interactuar con el aparato. En este bloque se encuadran las aplicaciones descritas en los siguientes apartados.

3. Criterios de diseño y especificaciones funcionales

El tomógrafo FSPECT requiere una interfaz *fácil* de manejar, *intuitiva*, *amigable* para el usuario y *robusta* frente a posibles errores.

La interfaz del FSPECT se ha diseñado para permitir al usuario realizar de forma sencilla la adquisición de distintos tipos de estudios (estáticos, dinámicos, cuerpo entero o cuerpo entero dinámico), reconstruir imágenes a partir de los datos adquiridos mediante métodos analíticos o iterativos, y realizar las diferentes calibraciones necesarias para el correcto funcionamiento del aparato.

4. Desarrollo de la aplicación

Las herramientas generadas han sido implementadas en el lenguaje de programación IDL (*Interface Data Language*).

4.1. Descripción de la herramienta

La herramienta implementada consta de tres módulos, que se describen a continuación:

- **Interfaz del sistema de adquisición de datos.**

El programa encargado de la adquisición y procesado de los datos (denominado *daq_SPECT*) se ejecuta en el PC de control y está diseñado para ser gestionado desde el PC de usuario por medio de señales software y diferentes elementos de memoria compartida.

Tras iniciar la aplicación en la consola de usuario, y rellenar datos relacionados con el paciente, el usuario debe seleccionar los parámetros específicos del estudio que desea llevar a cabo (isótopo utilizado, número de proyecciones, tiempo por proyección, dosis introducida al paciente tipo de colimador instalado en los detectores, número de cuadros temporales, número de posiciones de cama...). Dependiendo de los parámetros introducidos, el sistema realizará la secuencia necesaria para obtener los datos y así generar las imágenes objetivo. Los protocolos básicos que el FSPECT puede llevar a cabo son **estudios estáticos** (permite obtener información espacial sobre la distribución del radiotrazador en un área de interés igual al campo de visión del escáner), **estudios dinámicos** (permite obtener información espacial y temporal sobre la distribución del radiotrazador en un área de interés igual al campo de visión del escáner), **estudios de cuerpo entero** (permite obtener información espacial sobre la distribución del radiotrazador en un área de interés mayor que el campo de visión del escáner) y **estudios de cuerpo entero dinámico** (permite obtener información espacial y temporal sobre la distribución del radiotrazador en un área de interés mayor que el campo de visión del escáner).

En el caso de equipar los detectores con colimadores *pinhole* (diseñados para estudios de algún órgano de interés o de propósito general en ratón), el usuario puede ajustar el radio de rotación (ROR) a unos valores preestablecidos en el diseño del tomógrafo, para evitar así posibles choques producidos por la cama y el detector.

En la Figura 2(a), se muestra la interfaz del sistema de adquisición para el caso de un estudio estático de rata, en el cual se van a realizar 60 proyecciones (cada una de 5 segundos), utilizando colimadores *pinhole* [1] y un radio de rotación de 35 mm.

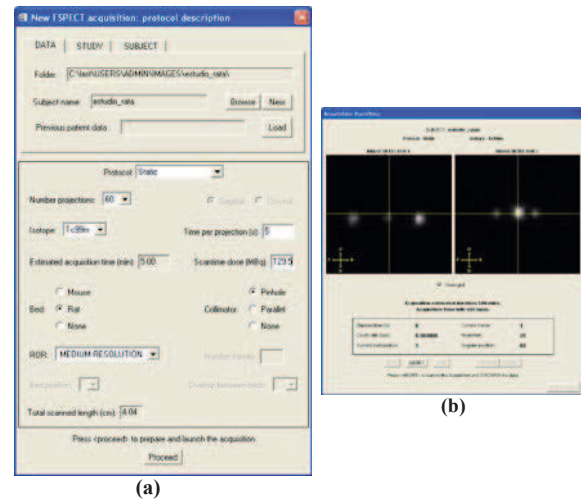


Figura 2. Ejemplos de interfaz del sistema de adquisición de datos.

La interfaz de usuario se encarga de calcular los parámetros necesarios para lanzar el programa de adquisición a partir de los parámetros introducidos por el usuario (Figura 2(a)). A su vez, permite mediante el manejo del *handset* y el láser, centrar el área de interés del sujeto bajo estudio en el campo de visión de los detectores mediante un proceso de centrado interactivo. Por otra parte, esta herramienta proporciona las utilidades necesarias para dar control al usuario durante la adquisición (permite comenzar, abortar o finalizar la misma) y es capaz de traer al PC de usuario de forma automática los datos generados en el PC de control tras la adquisición. Para ello, la consola de usuario lee un archivo de memoria compartida generado por el *software de adquisición* que contiene el estado de la adquisición (entre otros parámetros, y que se actualiza continuamente) para refrescar la pantalla correspondiente e ir guiando al usuario de la forma más simple y amigable posible. La comunicación entre ambos equipos se lleva a cabo vía *Ethernet*.

La segunda ventana de la interfaz de adquisición (Figura 2(b)) muestra las imágenes que captan los detectores (útiles durante el proceso de centrado interactivo de la muestra) y parámetros como el tiempo de adquisición estimado, la tasa de conteo instantánea, el número de *frame* actual, número de proyección o la posición angular en la que se encuentra el anillo del tomógrafo. Éstos se actualizan durante el proceso de adquisición de datos, según lo explicado en el párrafo anterior.

Al finalizar la adquisición, todos los archivos generados se descargan al PC de usuario. Entre ellos cabe destacar:

- Archivos en *modo lista*, que contienen la posición de interacción de los fotones detectados y su energía así como información de sincronismo necesaria para su posterior reconstrucción y la aplicación de correcciones.
- Un fichero que recoge todos los datos de la adquisición necesarios para dar coherencia al resto de archivos generados. Entre la información contenida en ese archivo está por ejemplo el nombre de los ficheros que se van a usar para aplicar las correcciones pertinentes a las proyecciones adquiridas el isótopo utilizado o el tipo de colimador con el que se equiparon los detectores entre otros.

• Interfaz del sistema de calibración.

Esta aplicación tiene como objetivo obtener los archivos de calibración necesarios para la correcta generación de las imágenes de salida y evaluar el estado de las correcciones actuales.

La aplicación realiza tres etapas de calibrado para corregir factores relacionados con la electrónica de adquisición de datos, los detectores y la geometría del aparato.

1. *Electrónica de adquisición de datos:*

El sistema de adquisición de datos del FSPECT está basado en AD Cs integradores que requieren de un control de calidad, ya que debido a su modo de funcionamiento incorporan ciertos errores aditivos que pueden ser fácilmente medidos y corregidos.

La calibración consiste en adquirir datos en vacío, calcular el valor medio de estos valores para cada canal de conversión ADC (12 canales) y guardar los mismos en un archivo que servirá para la corrección de los datos adquiridos en estudios subsiguientes.

La interfaz de usuario implementada se muestra en la Figura 3.

2. *No uniformidad:*

Al exponer al detector a una radiación uniforme, se obtiene una imagen con distintos valores de intensidad en cada píxel debido a no linealidades intrínsecas de los elementos que los componen. Estas inhomogeneidades pueden ser medidas y corregidas utilizando un procedimiento consistente en evaluar la ganancia relativa de cada elemento activo del detector [1]. A partir de esta información, se obtienen los factores de calibración necesarios para la corrección de los mismos y se almacenan en un fichero de corrección.

La interfaz de calibración (Figura 4) permite evaluar la bondad de las correcciones de uniformidad, así como la generación de forma automática de nuevos ficheros de corrección en caso de necesidad.

3. *Calibración de la geometría pinhole:*

Los desalineamientos entre detectores y los de los propios detectores con el centro de rotación, causados

básicamente por tolerancias mecánicas, se calibran en este tercer paso.

Su corrección consiste en aplicar el algoritmo descrito en [6] sobre las proyecciones obtenidas.

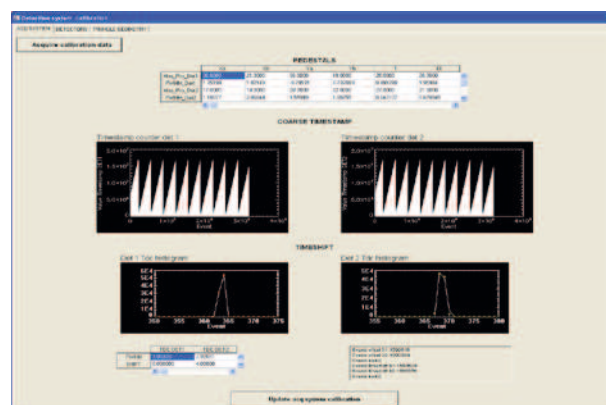


Figura 3. Interfaz de usuario para evaluar y calcular factores de corrección relacionados con la electrónica de adquisición de datos.

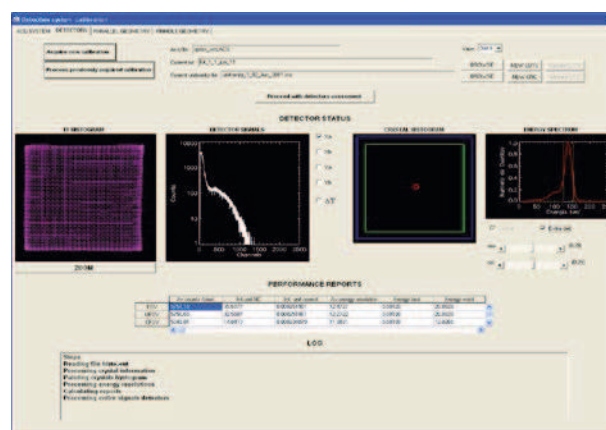


Figura 4. Interfaz de usuario para evaluar y calcular factores de corrección relacionados con los elementos detectores.

• Interfaz del sistema de reconstrucción.

Tras la adquisición de los datos, se procesan los archivos *lista* aplicándole las correcciones necesarias para obtener el conjunto de datos que se utilizará como entrada de los algoritmos de reconstrucción.

En primer lugar, la consola de usuario muestra los parámetros de adquisición y la suma de los espectros de energía desplazados y escalados tras aplicar el fichero de calibración pertinente para cada uno de los detectores.

Posteriormente, el usuario puede seleccionar la ventana de energía con la que quiere reconstruir el estudio. Ésta será aplicada a las proyecciones antes de aplicar el factor de uniformidad y utilizar los algoritmos de reconstrucción implementados.

En la Figura 5(a) se muestra el histograma de energía de ambos detectores, generados a partir de archivos *lista* tras realizar un estudio de una sola posición de cama de un maniquí de calibración.

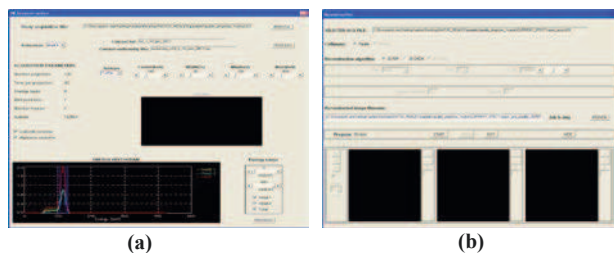


Figura 5. (a) Primera pantalla de la interfaz de reconstrucción. Selección de la ventana de energía. (b) Interfaz de usuario del sistema de reconstrucción.

Una vez se han aplicado todas las correcciones necesarias, el usuario puede elegir qué algoritmo de reconstrucción desea utilizar en función del tipo de colimador instalado en los detectores durante el proceso de adquisición de datos. En la Tabla 1, se recogen los distintos algoritmos implementados.

	COLIMADOR PARALELO	COLIMADOR PINHOLE
ALGORITMOS RECONSTRUCCIÓN	FBP (Filtered Back Projection) 2D OSEM	3D OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization)

Tabla 1. Algoritmos de reconstrucción en función del tipo de colimador.

La Figura 5(b) muestra la pantalla correspondiente a la interfaz de reconstrucción.

La aplicación permite realizar un post-filtrado adicional a la imagen reconstruida para eliminar el ruido, y mejorar la calidad de la imagen. De entre los múltiples filtros paso bajo existentes se han implementado los siguientes: *Shepp-Logan*, *Hanning*, *Butterworth* y *Cosine*.

5. Pruebas y resultados

Para validar el correcto funcionamiento de la interfaz desarrollada para cada uno de los subsistemas del tomógrafo se han utilizado:

- *Interfaz del sistema de adquisición:* una versión de prueba del *software de adquisición y control* del tomógrafo la cual simula una adquisición real sin datos.
- *Interfaz de calibración y reconstrucción:* datos obtenidos con un primer prototipo SPECT.

El funcionamiento de ambas interfaces ha sido comprobado por un usuario no perteneciente al grupo de desarrollo del software que destacó su gran facilidad de uso, su interfaz cuidada y su robustez.

En la Figura 6 se muestra la reconstrucción de un maniquí de calibración tras la obtención y aplicación de todas las correcciones anteriormente descritas.

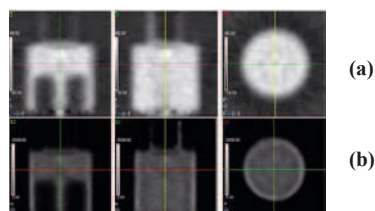


Figura 6. Maniquí de calibración reconstruido usando FBP (a) y 2D OSEM (b).

6. Conclusiones

Se ha desarrollado la interfaz de usuario del tomógrafo FSPECT cumpliendo las especificaciones requeridas para poder calibrar el aparato, adquirir datos SPECT utilizando distintos protocolos y reconstruir las imágenes correspondientes de la forma más sencilla e intuitiva posible.

Se ha comprobado el correcto funcionamiento de la herramienta desarrollada, utilizando una versión de prueba del sistema de adquisición y datos de un SPECT real.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación (proyecto TRA2009_0175, TEC 2008-06715-C02-1 y Red RECAVA) y la Comunidad de Madrid y los Fondos FEDER (proyecto ARTEMIS-S2009DPI-1802).

Agradecemos la contribución en el módulo de reconstrucción de imagen de los doctores Domènec Ros, Javier Pavía y Francisco Pino, pertenecientes a la Unidad de Biofísica y Bioingeniería de la Universidad de Barcelona-IDIBAPS, así como el soporte técnico proporcionado por la división preclínica de SEDECAL S.A. (<http://www.sedecal.com>) durante el desarrollo de esta herramienta.

Referencias

- [1] Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME. *Physics in Nuclear Medicine*, ed. Saunders. 2003. (ISBN: 072168341X).
- [2] Almoguera M, et al, *Medicina Nuclear en la práctica clínica*, ed. Castrejón AS, Martín-Comín J, and Vicente AMG. 2009. (ISBN: 978-84-7885-491-2).
- [3] Lage E, *Sistemas tomográficos multimodalidad para animales de laboratorio*, in *ETSI de Telecomunicación*, Vaquero JJ and Desco M. 2010. Universidad Politécnica: Madrid.
- [4] Lage E, et al, *A SPECT Scanner for Rodent Imaging Based on Small-Area Gamma Cameras*. *IEEE T Nucl Sci*, 2010. 57(5): p. 2524-2531. (ISSN: 0018-9499).
- [5] Lage E, et al, *Data acquisition electronics for gamma ray emission tomography using width-modulated leading-edge discriminators*. *Physics in Medicine and Biology*, 2010. 55(15): p. 4291-4308. (ISSN: 0031-9155).
- [6] Beque D, et al, *Characterization of pinhole SPECT acquisition geometry*. *Ieee Transactions on Medical Imaging*, 2003. 22(5): p. 599-612. (ISSN: 0278-0062).