



Universidad
Carlos III de Madrid

Departamento de Bioingeniería e Ingeniería
Aeroespacial

PROYECTO FIN DE CARRERA

ADQUISICIÓN DE DATOS Y CONTROL PARA TOMÓGRAFO SPECT DE ANIMALES DE LABORATORIO

Autor: Carlos Crespillo Mirón

Tutor: Dr. Eduardo Lage Negro

Leganés, julio de 2012

Título: Adquisición de datos y control para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio.

Autor: Carlos Crespillo Mirón

Director: Dr. Eduardo Lage Negro

Ponente: Dr. Juan José Vaquero López

EL TRIBUNAL

Presidente: _____

Vocal: _____

Secretario: _____

Realizado el acto de defensa y lectura del Proyecto Fin de Carrera el día 11 de Julio de 2012 en Leganés, en la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid, acuerda otorgarle la CALIFICACIÓN de

VOCAL

SECRETARIO

PRESIDENTE

Agradecimientos

Ésta es la parte más difícil de escribir porque es imposible acordarse de todo el mundo que me ha ayudado para llegar hasta este punto. Sobre todo quiero agradecer a mi familia, en especial a mi padre, que siempre me ha apoyado y sin él no hubiera llegado hasta aquí, y al final le voy a tener que dar la razón.

A mi madre y a mi primo David que les echo de menos todos los días.

A mi mejores amigos, Nuria, Sergio y David, que siempre han estado ahí apoyándome durante este maravilloso camino.

A mis compañeros de Aikido, Gerardo y Álvaro, que gracias a ellos he podido ver lo maravilloso que es el presente.

A mis compañeros infatigables de la uni, Cerrón, David, Rober, Ana, Iciar, Sara, Jesús, Cris, Marta y Nerea, por su inestimable ayuda.

En especial quiero agradecer a Manuel Desco, Juan José Vaquero y a Eduardo Lage, por haberme dado la oportunidad de conocer el LIM y trabajar con un grupo de personas excepcionales de las que no he dejado de aprender todos los días.

A Santiago Reig, Javier Pascau, Juan Aguirre, Cris, Paula, Marina, Eu, Chema, Yasser, Fidel, Javi Navas, Rigoberto, Santi, Ángela, Lorena, Judit, Luisa, María Luisa, Sandra, Estela y Dani por haber sido unos inmejorables compañeros de trabajo.

A Mónica, por su constante apoyo, si no llega ser por la caña que me ha dado todavía no habría finalizado la memoria.

A Juan Abascal y Marco, que son un ejemplo de elegancia, caballerosidad y de buenos profesionales, muchas gracias he aprendido mucho de vosotros.

A Alejandro Sisniega, por su infinita paciencia que siempre ha tenido tiempo a responderme a todas las dudas que he tenido, eres un crack!

A las "jefas" Vero y Carmen, su apoyo, su fortaleza, sinceridad y bondad son un ejemplo a seguir y me ayudan a ser mejor persona cada día que pasa.

A Elena Martino, por aportarme una visión de la vida que había olvidado.

En especial tengo que agradecer a Aurora, Juanjo Sánchez, Claudia, Natalia y Martín, que siempre han estado ahí y han sido los que han tenido que aguantar mi carácter durante este año, muchísimas gracias!!!!

Las tres reglas:

Primera, La Paradoja.

La vida es un misterio, no malgastes el tiempo deduciéndola.

Segunda, Humor.

Mantén el sentido del humor, especialmente en tu persona, te dará una fuerza colosal.

Tercera, El Cambio.

Recuerda que nada permanece inmutable.

Anónimo.

Resumen

El presente proyecto se enmarca dentro del desarrollo de un prototipo de tomógrafo SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), denominado FSPECT (*Fast-SPECT*), para pequeños animales de laboratorio. Este trabajo ha sido realizado en el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid, España) con la colaboración de la empresa SEDECAL (Madrid, España). El proyecto tiene como objetivo el desarrollo del *software* de adquisición de datos apropiado para el manejo y control de todos los elementos del prototipo. Su finalidad es que cualquier futuro usuario pueda configurar los parámetros de ejecución del estudio tomográfico deseado, mediante unos determinados argumentos de entrada, para obtener como resultado final los archivos necesarios para la reconstrucción de la imagen SPECT.

La memoria se ha estructurado en nueve capítulos. Inicialmente se detallan los objetivos del proyecto y una introducción teórica sobre la medicina nuclear, centrándose en la modalidad de imagen médica SPECT y sus aplicaciones en animales de laboratorio. En los capítulos siguientes se describen las características y los componentes del prototipo FSPECT, y los detalles de implementación del *software* de adquisición. Para finalizar, se presentan las conclusiones y líneas futuras del proyecto, su presupuesto, el listado de acrónimos empleados en la memoria y un anexo donde se describe el proceso de montaje de las gamma-cámaras utilizadas en este prototipo.

Palabras clave: gamma-cámara, SPECT, proyección, imagen médica, medicina nuclear, radiotrazador, adquisición.

Abstract

This work is part of a wider project which aims to develop a small-animal SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) system named FSPECT (Fast-SPECT). The tasks associated with the work described in this document have been carried out in the Medical Imaging Lab of the Gregorio Marañón Hospital (Madrid, Spain), in collaboration with the company SEDECAL S.A. (Madrid, Spain). The main objective of this project has been the design and development of the low-level acquisition software of the FSPECT system. The functionality of this software is to allow the users to acquire data using the FSPECT in a different set of typical protocols which are specified to the program by using a set of command line arguments. The result of the execution of this software is a set of output files which allows to obtain SPECT images.

This document has been structured in 9 chapters: The first one details the main goals of the project and provide a comprehensive explanation about the theoretical concepts that the reader has to know about Nuclear Medicine, and the application of SPECT in small laboratory animals. The next chapters, describe the main components of the FSPECT prototype and how the implemented software is able to manage them to implement the required acquisition protocols. In the last to chapters, some results, conclusions and future lines are presented. In the final part of the document, a chapter detailing the budget of this project has been included together with an appendix explaining the assembly process of the gamma cameras used in the FSPECT system.

Keywords: gamma-camera, SPECT, projection, medical image, nuclear medicine, radioactive tracer, data acquisition.

El presente proyecto ha sido realizado en el departamento de Medicina y Cirugía Experimental del Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid, bajo la dirección del Dr. Eduardo Lage Negro.

Índice general

1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1 Motivación	2
1.2 Objetivos.....	5
1.3 Fases del desarrollo	7
1.4 Medios empleados	8
1.5 Estructura de la memoria	9
2. INTRODUCCIÓN A LA TÉCNICA SPECT	11
2.1 Medicina Nuclear	12
2.1.1 Fundamentos físicos.....	13
2.2 La técnica SPECT	19
2.2.1 La gamma-cámara.....	21
2.2.2 Isótopos utilizados en SPECT	26
2.2.3 Adquisición de datos.....	29
2.2.4 Procesado de datos	31
2.3 Sistemas SPECT para pequeños animales.....	32
2.3.1 Sistemas SPECT preclínicos comerciales para animales.....	34
3. DESCRIPCIÓN DEL PROTOTIPO FSPECT	38
3.1 Estructura del sistema	39
3.1.1 Sistema mecánico.....	41
3.1.2 Sistema de adquisición.....	42
3.1.3 PC de usuario.....	43
3.2 Sistema de movimientos	44
3.2.1 Eje Cama	44
3.2.2 Eje anillo.....	47
3.2.3 Ejes X e Y	50
3.3 Caja de control de motores.....	52
3.3.1 Controladora de motores ISCM4805-DIN.....	53
3.3.2 Conexiones de la caja de control de motores.....	55
3.4 Equipo informático de control	57
3.5 Elemento detector	58
3.5.1 Componentes del sistema detector	58

3.5.2 Electrónica e interfaz de adquisición de datos.....	65
4. DESARROLLO DE HERRAMIENTAS DE PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS DEL PROTOTIPO FSPECT .	73
4.1 Descripción del sistema.....	74
4.2 Sistemas de coordenadas y referencia.....	75
4.3 Sistema de detección.....	76
4.3.1 Motor Shell Technosoft.....	76
4.4 Sistema mecánico.....	85
4.4.1 Archivo de configuración paramétrico.....	86
4.4.2 Elementos del archivo de configuración.....	87
4.4.3 Comandos implementados en motor Shell technosoft.....	93
4.5 Sistema de adquisición.....	101
4.5.1 Características del software de adquisición.....	101
4.5.2 Argumentos de entrada del software de adquisición daq_SPECT.....	107
4.5.3 Descripción de los archivos de entrada.....	111
4.5.4 Descripción de los archivos de salida.....	115
4.5.5 Estructura e implementación de software de adquisición tomográfica.....	126
5. RESULTADOS.....	143
5.1 Adquisición con el software de pruebas.....	144
5.2 Reconstrucción de un capilar.....	146
5.3 Caracterización básica.....	149
6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	150
6.1 Conclusiones.....	151
6.2 Líneas futuras.....	152
7. PRESUPUESTO.....	154
7.1 Organización y costes de personal.....	155
7.2 Costes de material.....	158
7.3 Coste Económico total.....	159
8. LISTADO DE ACRÓNIMOS.....	160
9. REFERENCIAS.....	163
10. ANEXO.....	166
10.1 Anexo: Montaje de los detectores.....	167
10.1.1 Preparación del material.....	167
10.1.2 Limpieza de los materiales.....	168
10.1.3 Ensamblado final.....	170

Índice de figuras

FIGURA 1.1 SPECT-CT SYMBIA T DE SIEMENS	3
FIGURA 2.1 ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO	13
FIGURA 2.2 COMPARATIVA DE LOS ESPECTROS DE ENERGÍA DE ^{99m}Tc Y ^{51}Cr	16
FIGURA 2.3 EFECTO FOTOELÉCTRICO	17
FIGURA 2.4 EFECTO COMPTON	18
FIGURA 2.5 FUNCIONAMIENTO DEL SPECT	19
FIGURA 2.6 CORTES DE UN VOLUMEN 3D DE UN ESTUDIO <i>SPECT</i> ÓSEO	20
FIGURA 2.7 ESQUEMA DE LA GAMMA-CÁMARA	21
FIGURA 2.8 COLIMADOR PARALELO. LAS CELDAS INDIVIDUALES SON DE UN TAMAÑO APROXIMADO DE 1.9MM.....	22
FIGURA 2.9 COLIMADOR <i>PINHOLE</i>	22
FIGURA 2.10 COLIMADOR DIVERGENTE	23
FIGURA 2.11 COLIMADOR CONVERGENTE	24
FIGURA 2.12 ESTUDIO ÓSEO CON LA TÉCNICA SPECT EN ANIMALES DE LABORATORIO.	25
FIGURA 2.13 DISPOSICIÓN DE LOS DATOS EN EL MODO PROYECCIÓN	29
FIGURA 2.14 DISPOSICIÓN DE LOS DATOS EN <i>GATED MODE</i>	30
FIGURA 2.15. DISPOSICIÓN DE LOS DATOS EN EL MODO LISTA	30
FIGURA 2.16. ORBITA CIRCULAR (IZQUIERDA) Y DE CONTORNO (DERECHA) PARA <i>SPECT</i>	33
FIGURA 2.17. SISTEMA USPECT-II.....	34
FIGURA 2.18 USPECT II	35
FIGURA 2.19 NANOSPECT DE BIOSCAN	36
FIGURA 3.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROTOTIPO FSPECT	39
FIGURA 3.2 PROTOTIPO FSPECT	40
FIGURA 3.3 COLIMADORES DEL PROTOTIPO FSPECT	42
FIGURA 3.4 ETAPA DE MOVIMIENTO LINEAL DEL SISTEMA DE MOVIMIENTOS DEL SPECT	44
FIGURA 3.5 ALZADO Y CORTE CENTRAL DE LA ETAPA DE MOVIMIENTO LINEAL DE LA CAMA DEL SPECT	45
FIGURA 3.6 ESQUEMA DE LA DISPOSICIÓN DE LOS INTERRUPTORES DE FINAL DE CARRERA Y <i>HOME</i> EN EL EJE DE LA CAMA	45
FIGURA 3.7 VISTA DE LOS SENSORES PATO DE FINAL DE CARRERA Y SU INTERACCIÓN CON EL ACTIVADOR DE <i>HOME</i>	46
FIGURA 3.8 ETAPA DE MOVIMIENTO ANGULAR DEL SISTEMA DE MOVIMIENTOS DE SPECT	47
FIGURA 3.9 VISTA DE LOS SENSORES DE FINAL DE CARRERA DEL <i>GANTRY</i>	48
FIGURA 3.10 DIMENSIONES FÍSICAS DE OWIS LTM 8075 HSM	50
FIGURA 3.11 CONFIGURACIÓN DE PINES DEL MODELO OWIS LTM 8075 HSM	51
FIGURA 3.12 VISTA INTERIOR DE LA CAJA DE MOTORES	52
FIGURA 3.13 DIBUJO ESQUEMÁTICO DE LA CONTROLADORA ISCM4805-DIN	53
FIGURA 3.14 ESQUEMA DEL CONEXIONADO DE LAS CONTROLADORAS DE LOS MOTORES	55
FIGURA 3.15 VISTA FRONTAL DE CAJA DE CONTROLADORA DE MOTORES	56

FIGURA 3.16 GAMMA-CÁMARA UTILIZADA EN EL PROTOTIPO FSPECT	58
FIGURA 3.17 PARÁMETROS GEOMÉTRICOS CARACTERÍSTICOS DE LOS COLIMADORES EMPLEADOS EN EL PROTOTIPO FSPECT..	59
FIGURA 3.18 IMAGEN DEL TUBO FOTOMULTIPLICADOR H8500 DE HAMAMATSU	62
FIGURA 3.19 ESTRUCTURA DE LOS DÍNODOS UTILIZADA Y POSIBLES TRAYECTORIAS DE LOS ELECTRONES	62
FIGURA 3.20 ELECTRÓNICA DE POSICIONAMIENTO Y SUMA EMPLEADA EN EL FSPECT	64
FIGURA 3.21 VISTA SUPERIOR DE LA ELECTRÓNICA DE POSICIONAMIENTO.....	65
FIGURA 3.22 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DEL FSPECT.....	66
FIGURA 3.23 TARJETA <i>TRIGGER</i>	67
FIGURA 3.24 TARJETA ADC/TDC DEL SISTEMA ARGUS DE SEDECAL	69
FIGURA 4.1 GEOMETRÍA DEL SISTEMA	75
FIGURA 4.2 PANTALLA TRAS EJECUTAR EL <i>MOTOR_SHELL_TECHNOSOFT</i>	76
FIGURA 4.3 ÁRBOL DE DIRECTORIOS.....	106
FIGURA 4.4. FLUJO DE ENTRADA/SALIDA DEL <i>SOFTWARE</i> DE ADQUISICIÓN.	106
FIGURA 4.5 ARCHIVOS QUE COMPONEN EL PROGRAMA <i>DAQ_SPECT</i>	126
FIGURA 4.6 DIAGRAMA DE ESTADOS DEL SOFTWARE DE ADQUISICIÓN.....	128
FIGURA 4.7 DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA <i>DAQ_SPECT</i>	132
FIGURA 4.8 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN <i>CHECKLIMITS()</i>	135
FIGURA 4.9 DIAGRAMA DE FLUJO DEL BUCLE DE ADQUISICIÓN PRINCIPAL (PARTE 1).....	137
FIGURA 4.10 DIAGRAMA DE FLUJO DEL BUCLE DE ADQUISICIÓN PRINCIPAL (PARTE 2).....	138
FIGURA 4.11 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN <i>ACQ_DATA()</i>	140
FIGURA 4.12 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA FUNCIÓN <i>ACQUIRE_EVENT()</i>	142
FIGURA 5.1 MANIQUÍ DE UNIFORMIDAD.....	144
FIGURA 5.2 ADQUISICIÓN DE 400000 PAQUETES CON EL DETECTOR 1	145
FIGURA 5.3 ADQUISICIÓN DE 400000 PAQUETES.....	145
FIGURA 5.4 CAPILAR RELLENO DE Tc99M	146
FIGURA 5.5 PROTOTIPO FSPECT REALIZANDO TOMOGRAFÍA DE UN CAPILAR	146
FIGURA 5.6 IMÁGENES DE LLENADO DE CAMPO DE AMBOS DETECTORES.	147
FIGURA 5.7 PROYECCIONES SIN CORREGIR A PARTIR DEL CAPILAR ADQUIRIDO.	148
FIGURA 5.8 PROYECCIONES CORREGIDAS A PARTIR DEL CAPILAR ADQUIRIDO.....	148
FIGURA 5.9 RECONSTRUCCIÓN DEL CAPILAR.	148
FIGURA 10.1 MATERIAL EMPLEADO EN EL MONTAJE.	167
FIGURA 10.2 LEY DE SNELL	168
FIGURA 10.3 AJUSTANDO EL SOPORTE DE TUNGSTENO CON TEFLÓN.....	169
FIGURA 10.4 INDICACIONES DE LOS EJES EN CADA SOPORTE	169
FIGURA 10.5 APLICACIÓN DE LA SILICONA ÓPTICA.....	170
FIGURA 10.6 IMAGEN DE LLENADO DE CAMPO CON BURBUJAS	170
FIGURA 10.7. TUBO FOTOMULTIPLICADOR CON LA INDICACIÓN DEL EJE.....	171
FIGURA 10.8. RETIRANDO LA SILICONA SOBRENTE	171
FIGURA 10.9. MONTAJE FINAL DEL DETECTOR.....	172

Índice de tablas

TABLA 2.1 RELACIÓN DE ISÓTOPOS UTILIZADOS EN SPECT Y SU USO CLÍNICO	28
TABLA 2.2 DIFERENCIAS ENTRE SPECT CON HUMANOS Y SPECT PARA ANIMALES DE LABORATORIO.....	32
TABLA 2.3 SISTEMAS COMERCIALES SPECT PARA ANIMALES DE LABORATORIO	37
TABLA 3.1 CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTALES DEL EJE DE MOVIMIENTOS LINEAL DE LA CAMA DEL SPECT	46
TABLA 3.2 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL NEWPORT	48
TABLA 3.3 RELACIÓN DE ENTRADAS/SALIDAS DEL NEWPORT	49
TABLA 3.4 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE OWIS LTM 8075 HSM	51
TABLA 3.5 ESPECIFICACIONES DEL TUBO H8500	63
TABLA 3.6 .- PUNTOS DE INTERÉS DE LA TARJETA TRIGGER	68
TABLA 3.7 PUNTOS DE INTERÉS DE LA TARJETA ADC/TDC	70
TABLA 3.8 CONFIGURACIÓN DE LOS MICRO-INTERRUPTORES PERTENECIENTES AL ELEMENTO CONF1.....	70
TABLA 3.9 CONFIGURACIÓN DE LOS MICRO-INTERRUPTORES PERTENECIENTES AL ELEMENTO CONF3.....	70
TABLA 4.1. RELACIÓN DE ENTRADAS LEÍDAS POR EL COMANDO <i>GETINPUT</i>	96
TABLA 4.2 TIPOS DE ESTUDIO.....	102
TABLA 4.3 PARÁMETROS DE EJECUCIÓN	108
TABLA 4.4. PARÁMETROS DEL TOMÓGRAFO CONTENIDOS EN EL ARCHIVO <i>SPECT_PARAMS.TXT</i>	112
TABLA 4.5 PARÁMETROS DEL SISTEMA MECÁNICO EN EL ARCHIVO <i>PSPECT2.TXT</i>	114
TABLA 4.6. ESTRUCTURA DE LA TRAMA DE POSICIONAMIENTO.....	115
TABLA 4.7 SIGNIFICADO DEL BIT INDICADOR DE SENTIDO DE MOVIMIENTO	116
TABLA 4.8 ESTRUCTURA DE LA TRAMA DE TEMPORIZACIÓN.....	116
TABLA 4.9. ESTRUCTURA DE LA TRAMA DE DATOS.....	117
TABLA 4.10 ESTADOS DEL <i>SOFTWARE</i> DE ADQUISICIÓN	119
TABLA 4.11 ARCHIVO <i>HISTO.OUT</i>	125
TABLA 4.12 MAGNITUD DEL MOVIMIENTO DE LOS DETECTORES PARA UNA ROR ESTABLECIDA	130
TABLA 4.13. CLASIFICACIÓN DE EVENTOS ADQUIRIDOS	141
TABLA 7.1 RELACIÓN TEMPORAL/ PERSONAL DEL PROYECTO DE FIN DE CARRERA.....	156
TABLA 7.2 RESUMEN DE LOS COSTES DE PERSONAL	157
TABLA 7.3. RESUMEN DE LOS COSTES DEL MATERIAL	158
TABLA 7.4 RESUMEN DEL COSTE TOTAL DEL PROYECTO DE FIN DE CARRERA.....	159

Capítulo 1

Motivación y objetivos

El objetivo de este capítulo es explicar las motivaciones del Proyecto Fin de Carrera adquisición de datos y control para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio, los principales objetivos a cumplimentar, sus fases de desarrollo, los medios empleados y plantear un breve resumen de la estructura de la memoria.

1.1 Motivación

La imagen médica permite representar de la distribución espacial de una o varias propiedades físicas o funcionales dentro del sujeto bajo estudio de forma no invasiva. Los parámetros más significativos son el contraste que determina qué podemos ver en la imagen, y la resolución espacial que nos indica el grado de detalle con que se representa en dicha información. El factor básico que define las diferentes modalidades de imagen médica es el tipo de energía utilizada, según este factor se clasifican de la siguiente manera: Radiología (radiación electromagnética: Rayos X), Ecografía (energía mecánica, ultrasonidos), Medicina Nuclear (radiación electromagnética: radiación gamma) y Resonancia Magnética (radiación electromagnética, ondas de radio) (Descroix, 2006).

Entre las modalidades de imagen médica cabe diferenciar entre la *tomografía de emisión*, si el propio paciente bajo estudio emite radioactividad después de la inyección de un compuesto radioactivo o radiotrazador, como en el caso de la Medicina Nuclear, y la *tomografía de transmisión*, si se emite radioactividad desde una fuente externa como en la Radiología.

La Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT, *Single Photon Emission Computed Tomography*) es una modalidad de imagen utilizada principalmente para fines clínicos en oncología, cardiología y neurología. Se trata de una técnica de imagen no invasiva perteneciente a la Medicina Nuclear, mediante la cual es posible obtener información funcional tridimensional (3D) de determinadas estructuras biológicas. Las imágenes resultantes se visualizan en cortes seccionales o rodajas a lo largo de un eje del sujeto bajo estudio.

En esta modalidad de Medicina Nuclear, se inyecta por vía intravenosa al sujeto bajo estudio un compuesto, o radiofármaco, formado por una molécula biológicamente activa con afinidad para con una determinada diana biológica marcada con un isótopo radiactivo, o radioisótopo, emisor de rayos gamma. Este compuesto, se inyecta al sujeto bajo estudio en concentración traza de tal forma que resulta inocuo al paciente.

Tras un intervalo de tiempo denominado periodo de captación, donde dicho compuesto se distribuye por la zona de interés, se procede a la detección de los rayos gamma emitidos por el isótopo radioactivo mediante un sistema tomográfico SPECT. Este sistema está formado por una o varias gamma-cámaras, que detectan rayos gamma, montadas en un anillo que gira alrededor del sujeto bajo estudio y en la que se adquieren imágenes bidimensionales (2D) denominadas proyecciones (Figura 1.1).



Figura 1.1 SPECT-CT Symbia T de Siemens (www.medical.siemens.com)

Después de adquirir las proyecciones y tras un proceso de corrección, se aplica un algoritmo de reconstrucción con el que se obtiene una imagen 3D tomográfica, que representa la distribución del componente inyectado en el sujeto o, una imagen de cuatro dimensiones (4D) si se realiza un estudio dinámico, en el que se muestra la evolución de la distribución del compuesto a lo largo del tiempo.

La técnica SPECT proporciona resultados de tipo funcional, ya que las imágenes adquiridas representan la actividad metabólica del radiofármaco en el sujeto bajo estudio. Además del estudio de las funciones biológicas del sujeto, esta técnica se puede utilizar en la industria farmacéutica para observar el proceso de asimilación de un fármaco, si puede alcanzar el tejido u órgano para el que fue diseñado o, si por el contrario, llega a otro lugar lo que podría traducirse en efectos tóxicos.

Teniendo en cuenta que la secuencia del genoma del ratón ha sido determinada y es posible utilizar ratones *knockout* (en los cuales la expresión de un gen ha sido deshabilitada) como modelos para estudiar enfermedades o anomalías metabólicas, durante los últimos años ha habido gran interés en aplicar este tipo de técnicas en animales de laboratorio. Sin embargo, los dispositivos de imagen médica para humanos no son adecuados para realizar este tipo de investigaciones, ya que los ratones de laboratorio son mucho más pequeños que los seres humanos. Por lo tanto, un dispositivo SPECT para de este tipo de sujetos necesitara:

- ❖ Mayor sensibilidad: la cantidad de radiofármaco que se inyecta en animales de laboratorio es mucho menor que en los humanos. Por lo tanto, es necesario unos detectores más sensibles, que sean capaces de obtener datos con una cantidad de actividad radioactiva mucho menor.

- ❖ Mayor resolución espacial: los órganos de los ratones tienen un tamaño más pequeño que los de los seres humanos. Por lo tanto, estas máquinas necesitan una mayor resolución espacial, es decir, una mayor capacidad de distinguir diferentes regiones de tamaño más pequeño. En un ratón, la resolución espacial necesaria está en torno al milímetro, mientras que en un ser humano la resolución espacial requerida se sitúa en el orden de centímetros.

En los estudios con radioisótopos como es el caso de la técnica SPECT, es difícil situar anatómicamente las zonas de captación en exactitud. Para mejorar esta localización, este tipo de imágenes se puede fusionar con otras modalidades de imagen que proporcionen información anatómica como la Tomografía Computerizada (CT, *Computed Tomography*).

1.2 Objetivos

Este trabajo se enmarca dentro de un proyecto cuyo objetivo es el desarrollo de un prototipo SPECT para animales de laboratorio denominado FSPECT (Fast-SPECT). La ventaja principal de este aparato es ser bajo coste (comparado con los actuales tomógrafos para animales existentes en el mercado) y proporcionar prestaciones adecuadas para la realización de estudios preclínicos. Este proyecto, se lleva a cabo en el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid, España) en colaboración con la empresa SEDECAL (Madrid, España) y el departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial de la UC3M (Leganés, España).

El objetivo fundamental de este Proyecto Fin de Carrera es el desarrollo del *software* de adquisición y control del prototipo *FSPECT*, para realizar tanto estudios de calibración cuyos datos se utilizan en la puesta a punto del dispositivo (Zamora, 2011), como los distintos tipos de estudios que el usuario puede realizar desde un software remoto que denominaremos interfaz de usuario del tomógrafo (Olmo, 2011).

Los objetivos específicos de este proyecto son los siguientes:

- ❖ Implementación de una interfaz de línea de comandos en lenguaje C (entorno Linux) que interactúa con el *hardware* del dispositivo. Este programa se ha denominado *motor_shell_techsoft*, y su objetivo es comprobar el funcionamiento de las nuevas actualizaciones de *software* y/o *hardware* en el prototipo.
- ❖ Desarrollo del *software* de adquisición de datos del tomógrafo FSPECT. Debe de tener la capacidad de realizar los diferentes tipos de estudio que se realizan en con la técnica SPECT. Este *software* se ha diseñado permitiendo que pueda ser manejado desde las interfaces de calibración (Zamora, 2011) y adquisición (Olmo, 2011) implementadas como parte de este proyecto. Para lograrlo, se han definido las siguientes propiedades:
 - El software debe ser sensible a las señales de control que envía la interfaz de usuario y compatible con los resultados obtenidos de la interfaz de calibración.
 - El *software* debe ser modular. Su configuración viene dada en archivos de texto que el usuario puede cambiar, o que la interfaz de calibración o la interfaz de adquisición pueda modificar cuando realiza sus respectivas operaciones.

- La presentación adecuada de los resultados en archivos compatibles con la interfaz de usuario. Estos datos de adquisición se organizan en sistema de carpetas que la interfaz de usuario almacena para su posterior reconstrucción.

1.3 Fases del desarrollo

El presente Proyecto Fin de Carrera se ha planificado en las siguientes etapas:

- ❖ Organización de los grupos de trabajo: directivo, *hardware* y *software*.
- ❖ Distribución de responsabilidades y tareas dentro de cada grupo de trabajo.
- ❖ Planificación de fechas de inicio, de recepción de los componentes, montajes, desarrollo de *software* y fin de proyecto con la empresa SEDECAL.
- ❖ Recepción del *hardware* de adquisición, detectores, tarjetas *trigger* y *ADC*, y comprobar su correcto funcionamiento.
- ❖ Desarrollo del *software* para gestionar el *hardware* de adquisición de adquisición de datos (herramienta *motor_shell_technosoft*).
- ❖ Recepción del prototipo FSPECT.
- ❖ Instalación del *hardware* de adquisición en el prototipo FSPECT. Comprobación de su funcionamiento.
- ❖ Comprobación del software de movimientos y adquisición de datos (herramienta *motor_shell_technosoft*).
- ❖ Planificación de los requisitos del *software* de adquisición *daq_spect* y las señales de control entre la interfaz de usuario, el propio usuario y la máquina.
- ❖ Desarrollo del *software* de adquisición *daq_spect*.
- ❖ Realización de pruebas de con el *software* de adquisición. Calibración del prototipo.
- ❖ Redacción de la memoria del Proyecto Fin de Carrera.
- ❖ Entrega del prototipo FSPECT a la empresa SEDECAL para su puesta en producción.

1.4 Medios empleados

A continuación se citan, los medios empleados para la realización de este Proyecto Fin de Carrera:

- Prototipo FSPECT desarrollado en el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón (HGUGM), en colaboración con la empresa SEDECAL.
- Taller del Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón (Madrid), donde se realizan las pruebas del software con el prototipo FSPECT.
- Ordenador personal del prototipo SPECT, que alberga el *software* de adquisición y control.
- Ordenador personal, donde se desarrollará el *software* de adquisición y control y se redactará la memoria.
- Multímetro Digital y osciloscopio.

1.5 Estructura de la memoria

En este apartado se presenta un breve resumen de los nueve capítulos de los que consta esta memoria.

- ❖ Capítulo 1: El objetivo de este capítulo es explicar las motivaciones del Proyecto Fin de Carrera. Los principales objetivos, sus fases de desarrollo, los medios empleados y plantear un breve resumen de la estructura de la memoria.
- ❖ Capítulo 2: En este capítulo se describe la técnica *SPECT* y sus conceptos básicos. Primero se introduce brevemente la medicina nuclear y la interacción de los rayos gamma con la materia. A continuación, se explica detalladamente la técnica *SPECT* y los isótopos utilizados en ella. Posteriormente, se estudia en qué consiste la adquisición de datos y su procesado, para finalizar con el estado del arte de los dispositivos *SPECT* para animales de laboratorio.
- ❖ Capítulo 3: El objetivo de este capítulo es mostrar la estructura y los componentes físicos que forman parte del prototipo *FSPECT*. Se describe el sistema de movimientos, la interconexión de los ejes de movimiento para su gestión y control, el sistema de detectores y el sistema de adquisición de datos utilizados.
- ❖ Capítulo 4: En este capítulo se describe el software desarrollado en este proyecto. El objetivo final es desarrollar una aplicación programada en C, denominada *daq_SPECT*, que realiza el control y manejo de los diferentes elementos del prototipo *FSPECT*, descritos en el capítulo 3.
- ❖ Capítulo 5:
- ❖ Capítulo 6: Se presentan las conclusiones del trabajo realizado en este Proyecto Fin de Carrera y sus posibles líneas futuras.
- ❖ Capítulo 7: En este capítulo se detallan los costes de este Proyecto Fin de Carrera.
- ❖ Capítulo 8: Listado de acrónimos empleados en esta memoria.
- ❖ Capítulo 9: Referencias.
- ❖ Capítulo 10: Anexo explicativo del proceso de montaje de una gamma-cámara de las que se han utilizado para la implementación del prototipo *FSPECT*.

Capítulo 2

Introducción a la técnica SPECT

En este capítulo se presenta la técnica SPECT. Se comienza exponiendo conceptos básicos sobre Medicina Nuclear y las técnicas utilizadas en esta rama. A continuación, se explica la técnica SPECT y los fundamentos físicos de la misma. Posteriormente, se aborda la adquisición de estudios SPECT y el procesado de datos. Finalmente, se describen las razones de la utilización de esta técnica con animales de laboratorio y el estado del arte de los dispositivos SPECT para este tipo de sujetos.

2.1 Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear se define como la especialidad médica donde se utilizan fuentes de radiación para el diagnóstico y/o tratamiento de las enfermedades. El fundamento de la Medicina Nuclear radica en marcar determinadas moléculas (denominadas “trazadores”) con algún isótopo radiactivo emisor de radiación gamma (Desco, 2006). La técnica SPECT y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) son modalidades de imagen que pertenecen a esta rama de la Medicina Nuclear y se utilizan para el diagnóstico y/o estadiaje de enfermedades. Su gran ventaja es su alta sensibilidad a la hora de detectar alteraciones en los órganos sin modificar su funcionalidad.

El origen de la Medicina Nuclear comienza con varios descubrimientos relevantes a finales del siglo XIX. Bequerel en 1896 descubrió la radioactividad en elementos naturales, al comprobar que ciertas rocas podían impresionar placas fotográficas en ausencia de luz, por este hallazgo recibió el premio Nobel de Física en 1903. Pierre y Marie Curie descubrieron el elemento Radio en 1898.

En la década de los cuarenta, el científico húngaro George Hevesy fue el primero en experimentar en plantas con un radiotrazador o isótopo radiactivo empujado con fines diagnósticos terapéuticos, en este caso plomo. Después de sumergir sus raíces en un concentrado de agua y radiotrazador, Hevesy fue capaz de seguir el recorrido del plomo hasta el tallo de la planta con un detector de radioactividad. Gracias a estos estudios recibió el premio Nobel de Química en 1943.

En 1957 el Dr. Hal Anger y el Dr. David Kuhl desarrollaron la gamma-cámara, dispositivo con el que se obtienen imágenes bidimensionales denominadas proyecciones, del radiotrazador distribuido en el sujeto bajo estudio. A raíz de este invento, comenzó el desarrollo del concepto de imagen tomográfica en Medicina Nuclear.

Posteriormente gracias a los algoritmos de reconstrucción desarrollados, por ejemplo el algoritmo *OSEM*, se pueden obtener imágenes en 3D al reconstruir varias proyecciones en diferentes posiciones angulares, e incluso 4D, si se incluye la variable temporal y así poder detectar cambios metabólicos en vivo (Leslie, 2003).

A continuación, se describen los fundamentos físicos en Medicina nuclear, el tipo de radiación electromagnética utilizada en ella y los efectos producidos al interactuar con la materia.

2.1.1 Fundamentos físicos

En esta sección se describen los principios físicos de la Medicina Nuclear. Primero se presentan los diferentes tipos las radiaciones ionizantes y los procesos de desintegración radiactiva presentes. Posteriormente se muestra la interacción de los rayos gamma con la materia factor importante en la adquisición y reconstrucción.

2.1.1.1 Radiación ionizante

Las radiaciones electromagnéticas se encuentran en nuestro entorno natural, desde los rayos cósmicos, que nos bombardean desde el sol y las galaxias fuera de nuestro Sistema Solar, hasta algunos isótopos radiactivos que forman parte de nuestro entorno natural.

La radiación ionizante es aquella onda o partícula que es capaz de arrancar los electrones de la materia con la que interactúa. Es la radiación de más alta frecuencia y energía del espectro electromagnético (Figura 2.1). La radiación ionizante posee muchos usos prácticos en la industria, la agricultura y la medicina, pero presenta un riesgo para la salud cuando se usa de forma irresponsable (Podgorsak, 2010). Las radiaciones ionizantes provienen de sustancias radiactivas, que emiten radiación espontánea, o de generadores artificiales, tales como las fuentes de rayos X y los aceleradores de partículas.

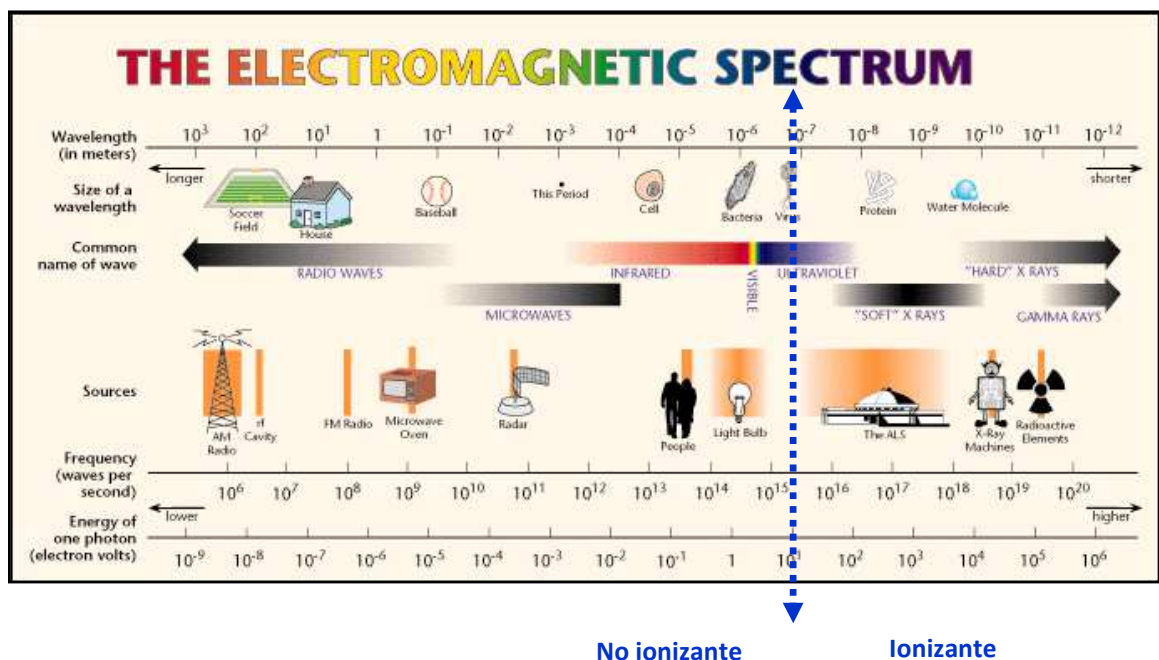


Figura 2.1 Espectro electromagnético

La radiación ionizante se clasifica en dos tipos según el modo que ioniza la materia (Podgorsak, 2010):

- **Radiación ionizante directa**: la energía se deposita en la materia en un sólo paso (interacción de *Coulomb*), entre la partícula ionizante y los electrones orbitales de los átomos de la materia con la que interactúa. Comprende las partículas cargadas (electrones, protones, partículas alfa y beta, iones pesados) las partículas más importantes son:
 - **Partículas alfa (α)**: formadas por dos protones y dos neutrones unidos en una partícula idéntica a un núcleo de Helio y poseen carga positiva. Son las partículas que más energía tienen, por lo tanto las que producen un mayor daño en tejidos. Son fáciles de apantallar porque su capacidad de penetración se encuentra en el orden de micrómetros (con un folio de papel es suficiente). Debido a su alta energía no se utilizan en Medicina Nuclear.
 - **Partículas beta (β)**: constituidas por un electrón que sale despedido en un proceso radioactivo, por lo tanto poseen carga negativa. Su energía se encuentra entre los rayos gamma y las partículas alfa. Su capacidad de penetración está en el orden de los milímetros, una lamina de aluminio es suficiente para realizar un apantallamiento seguro. En medicina se utilizan en algunos casos de terapia con radiación para matar células cancerígenas, y sus derivados como por ejemplo, la partícula beta+ (positrón) se utiliza en la técnica *PET*.
- **Radiación ionizante indirecta**: la energía se deposita en la materia en dos pasos y comprende las partículas neutras (como los fotones de rayos X y rayos gamma γ , neutrones). En este caso:
 - En el primer paso se libera una la partícula cargada, a partir de la interacción de una partícula neutra con la materia (fotones liberan electrones o pares de electrones / positrones, neutrones, protones o liberan iones más pesados).
 - En el segundo paso, la partícula liberada interactúa con los electrones orbitales de la materia a través de interacciones de *Coulomb*.

Las radiaciones ionizantes directas e indirectas se utilizan en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades. La rama de la Medicina nuclear que utiliza este tipo de radiación para el diagnóstico de enfermedades se conoce como Imagen Nuclear, y la rama de la Medicina Nuclear que utiliza las radiaciones ionizantes en el tratamiento de enfermedades se denomina radioterapia o radiología terapéutica.

Para el caso de la SPECT se utiliza la radiación gamma porque su capacidad de penetración en los tejidos es mayor que las partículas alfa y beta, lo cual permite diseñar sistemas tomográficos que atraviesen los tejidos sin dañarlos para realizar imágenes médicas.

2.1.1.2 Procesos de desintegración radioactiva

Un núcleo inicialmente excitado (inestable) o radionucleído, denominado padre, emite energía en forma de fotones o partículas elementales convirtiéndose en un núcleo denominado hijo, que es el mismo núcleo en un estado de energía más bajo, como es el caso del decaimiento por emisión de rayos γ , o un núcleo completamente nuevo como ocurre en los decaimientos de los procesos radioactivos α o β . Todos los decaimientos nucleares siguen la misma ley (Expresión 2.1) sin importar qué tipo de partículas se emitan. Si inicialmente hay N_0 núcleos padres inestables, el número N de padres inestables que quedan después de un tiempo t es:

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (2.1)$$

La constante λ se denomina constante de decaimiento o constante de desintegración y depende del proceso particular de decaimiento.

Se define el periodo de semidesintegración ($t_{1/2}$), como el intervalo temporal necesario para que se desintegre la mitad de los núcleos inestables de una muestra de sustancia radiactiva. Se toma como referencia la mitad de ellos debido al carácter aleatorio de la desintegración nuclear. La relación entre la constante de decaimiento de un determinado núcleo y su periodo de semidesintegración viene dada por la Expresión 2.2:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (2.2)$$

La actividad de una fuente radiactiva depende del número de átomos que se estén desintegrando por unidad de tiempo. Tradicionalmente, la unidad de medida de la actividad radiactiva ha sido el curio (Ci), definida como 3.7×10^{10} desintegraciones por segundo, aunque a menudo se usa su equivalente en el Sistema Internacional el becquerelio (Bq) definido como 1 desintegración por segundo. La unidad de medida tradicional de la energía de la radiación es el electronvoltio (eV), definida como la energía cinética que adquiere un electrón mediante su aceleración con una diferencia de potencial de 1 V. En el Sistema Internacional la unidad de medida es el julio (J) que está relacionado con el eV según la Expresión 2.3:

$$1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19} \text{ J} \quad (2.3)$$

En el caso de la técnica SPECT, el proceso de decaimiento γ consiste en la emisión de energía por parte de un núcleo con exceso de energía (en un estado excitado) en forma de radiación γ . En este proceso, ni el número másico (A en la Expresión 2.4) ni el número atómico (Z en la Expresión 2.4) cambian cuando el núcleo emite un rayo γ . X^* representa un núcleo que se encuentra en un estado excitado (Cherry, 2003):



2.1.1.3 Interacciones entre los rayos gamma y la materia

En comparación con los fotones de luz dentro del espectro visible, la radiación gamma tiene longitud de onda mucho más corta, y muchísima más energía, como se observa en la Figura 2.1.

En general, cada elemento que emite radiación posee un valor de energía determinada donde emite más partículas o rayos, denominado fotopico de emisión. En el caso de los rayos gamma, el Tecnecio 99 (${}^{99m}\text{Tc}$) posee el pico de emisión en 140 keV y el Cromo 51 (${}^{51}\text{Cr}$) en 320 keV. En la Figura 2.2 podemos observar el espectro de energía de cada elemento captado con un cristal de NaI(Tl).

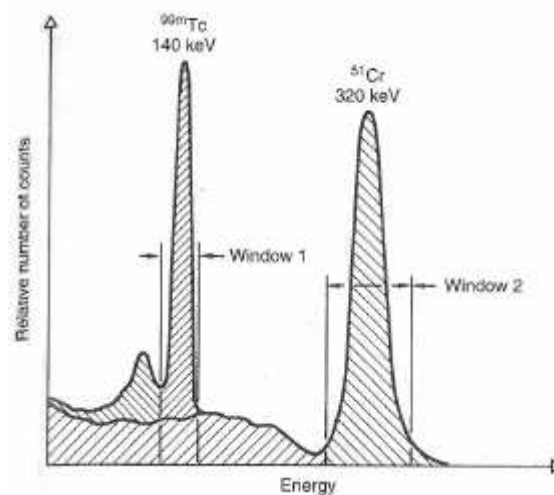


Figura 2.2 Comparativa de los espectros de energía de ${}^{99m}\text{Tc}$ y ${}^{51}\text{Cr}$ (Cherry, 2003)

Esta característica resulta muy útil a la hora de la utilización de estos elementos. Por ejemplo, cuando se realiza un estudio los eventos adquiridos deben de estar dentro de un determinado rango de energía asociado fotopico del elemento utilizado. En este tipo de estudios, se debe tener en cuenta la interacción que tienen los rayos gamma con la materia. Dentro de este ámbito, los efectos más importantes son el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton, cada uno de estos procesos dará lugar a la transferencia total o parcial de la energía del rayo gamma incidente a un electrón.

2.1.1.3.1 Efecto fotoeléctrico

Este fenómeno es un proceso de absorción atómica en el cual un átomo absorbe totalmente la energía de un rayo gamma incidente. El resultado final es el desprendimiento del electrón de la banda donde estaba orbitando, originando un fotoelectrón (Figura 2.3). Aplicando el Principio de Conservación de la Energía, se deduce que el electrón eyectado o fotoelectrón deja al átomo con una energía cinética igual a la energía del rayo gamma menos la energía del enlace orbital que tenía el electrón antes de la colisión. Si la energía del rayo gamma incidente es menor que la energía de enlace que tiene el electrón con el que interactúa no se libera ningún fotoelectrón.

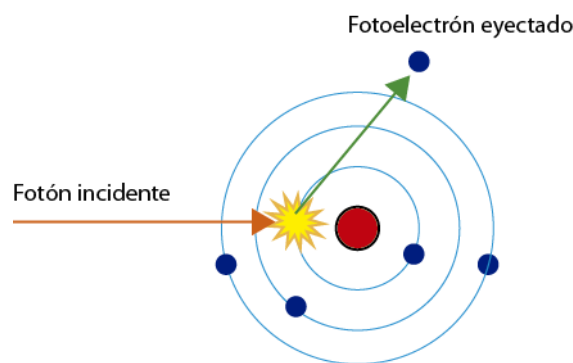


Figura 2.3 Efecto fotoeléctrico

Por lo tanto, el efecto fotoeléctrico crea un vacío en la capa orbital de electrones y se produce la emisión de un rayo X o (electrón de Auger). En el caso de elementos químicos con número atómico bajo la energía del rayo X generado posee pocos KeV. En el caso de elementos químicos con número atómico elevado como el plomo o yodo, las energías de enlace están en el rango entre 20 – 100 keV (Cherry, 2003).

2.1.1.3.2 Efecto Compton

En la dispersión Compton un rayo gamma transfiere parte de su energía al electrón de la banda de valencia y se desprende de su enlace (Figura 2.4). La dispersión Compton es un proceso análogo al de una bola de billar que golpea a otra, donde el rayo gamma cambia de dirección al incidir con el electrón. Esta desviación de su trayectoria puede provocar más efectos Compton o fotoeléctricos en caso de colisión con otros electrones del átomo (Maher, 2006). Este es el proceso de interacción más común en el rango de energía de los rayos gamma.

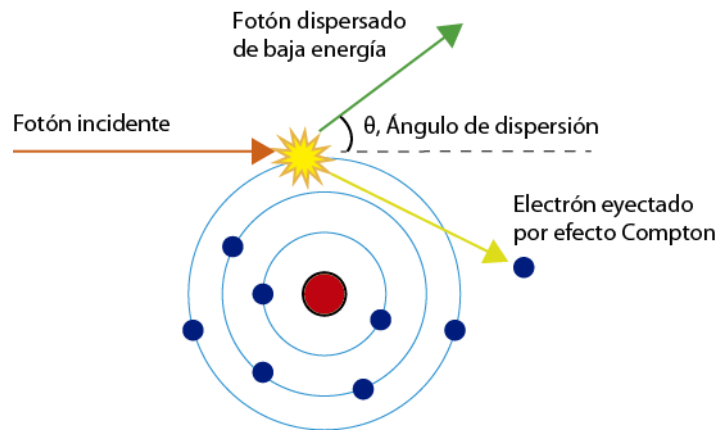


Figura 2.4 Efecto Compton

2.2 La técnica SPECT

La Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT, *Single Photon Emission Computed Tomography*) es una técnica no invasiva de diagnóstico que permite la adquisición de imágenes que representan información funcional de determinadas estructuras biológicas.

El primer paso es la administración al sujeto bajo estudio de un compuesto biológicamente activo en concentración traza, cuyas moléculas han sido marcadas con algún isótopo radiactivo emisor de rayos gamma. A este compuesto se le denomina radiotrazador o radiofármaco. Este agente se administra normalmente por vía intravenosa, distribuyéndose por el flujo sanguíneo y se metaboliza en el sujeto bajo estudio independientemente de su carácter radiactivo.

Transcurrido el tiempo necesario para permitir la incorporación del radiofármaco al organismo (periodo de captación), se obtiene la distribución del compuesto en el sujeto mediante la adquisición de imágenes del mismo utilizando una gamma-cámara. Éstas imágenes se adquieren en diferentes posiciones angulares a lo largo de una órbita circular alrededor del sujeto (Figura 2.5). Para cada posición angular, se obtiene imágenes 2D denominadas proyecciones.

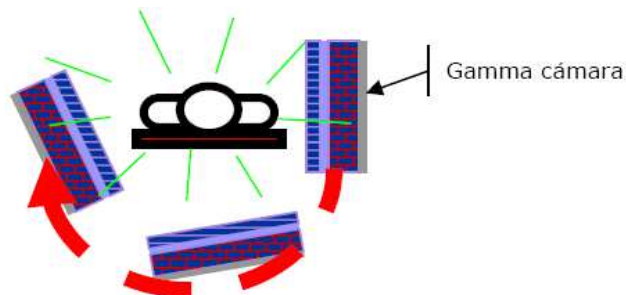


Figura 2.5 Funcionamiento del SPECT (Villena, 2008)

A partir de las imágenes 2D obtenidas en determinadas posiciones angulares, se reconstruye una imagen 3D que contendrá información sobre la distribución del radiotrazador en la zona bajo estudio. También se puede realizar un estudio añadiendo la dimensión temporal a los estudios 3D, denominado estudio en 4D o estudio dinámico. En la Figura 2.6 se muestran los cortes axial, coronal y sagital de una imagen SPECT.

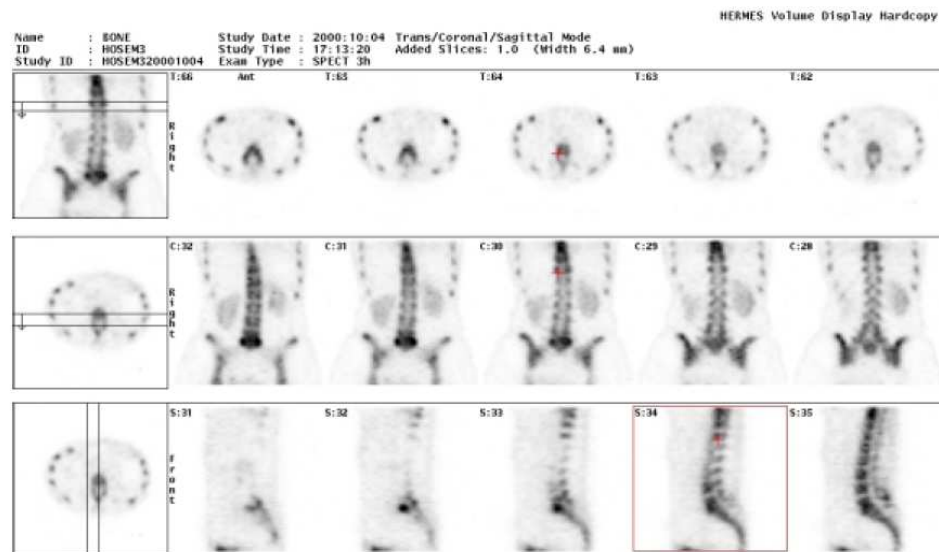


Figura 2.6 Cortes de un volumen 3D de un estudio SPECT óseo (Villena, 2008)

En general, un sistema tomográfico SPECT consta de cinco componentes básicos:

1. Sistema de detección de rayos gamma: elemento encargado de captar los rayos gamma emitidos por el sujeto bajo estudio y transformar los eventos detectados en señales eléctricas.
2. Sistema de adquisición de datos: este componente se encarga de comprobar si los datos recibidos son válidos y alcanzan un umbral determinado. Si es así se procede a la conversión analógica-digital para la siguiente etapa, si no, se descartan los valores recibidos.
3. Sistema de procesamiento de datos: en esta etapa se tratan los datos digitalizados, y se comprueban si están dentro del rango establecido para la correcta reconstrucción de la imagen.
4. Reconstrucción: en esta parte se compilan los datos y forman las imágenes finales.
5. Visualización y análisis: es la parte del sistema en la que se presentan los resultados finales por pantalla.

2.2.1 La gamma-cámara

La gamma-cámara, detector de radiación gamma que fue desarrollado por el Dr. Hal Anger y el Dr. David Kuhl 1957. A continuación se detallan cada uno de sus componentes (Figura 2.7).

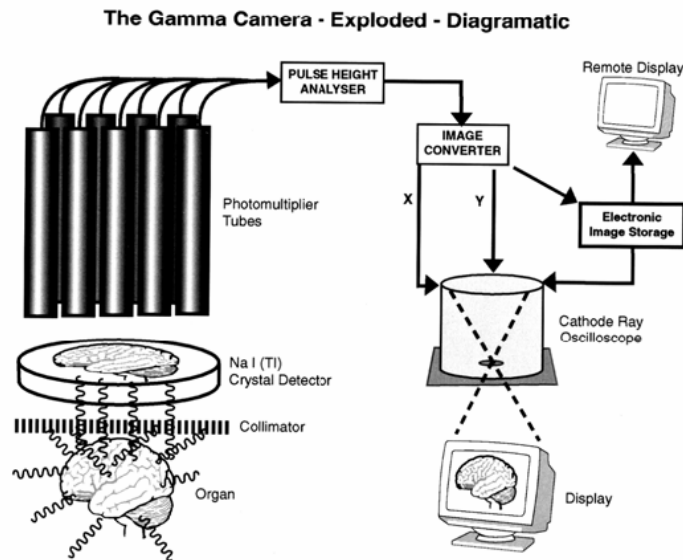


Figura 2.7 Esquema de la gamma-cámara (Cherry, 2003)

- Colimador:

El primer elemento en la mayoría de las gamma-cámaras utilizadas en SPECT es el colimador. Se coloca delante del cristal detector.

La función de este elemento es proyectar la imagen procedente de la fuente de radiación en una determinada dirección. Los rayos γ que no viajen en la dirección de propagación adecuada son absorbidos por el colimador y no llegan al detector. Los colimadores están fabricados de un material pesado (elevado número atómico), normalmente plomo, tungsteno, platino u otro metal pesado. A continuación, se muestran los colimadores más empleados:

-Colimador Paralelo (Parallel-Hole): consiste en una lámina de un metal pesado absorbente, por ejemplo, plomo, que contiene un gran número de agujeros paralelos (Figura 2.8). Las paredes de plomo que hay entre las aberturas se denominan *septa*. El grosor de este material debe ser elegido adecuadamente en función de la energía máxima de los rayos gamma que se quiere detectar para que estos no crucen de un agujero a otro.

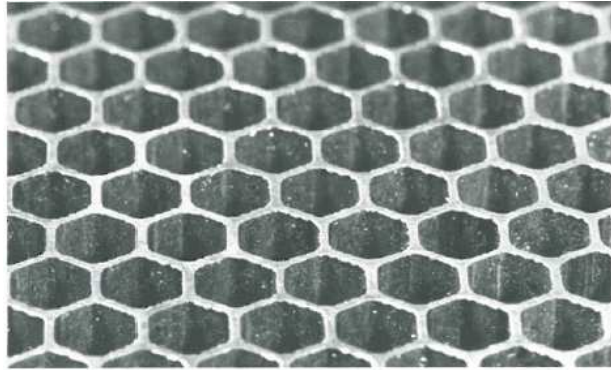


Figura 2.8 Colimador paralelo. Las celdas individuales son de un tamaño aproximado de 1.9mm (Cherry, 2003)

La característica principal de este tipo de colimador es que proyecta una imagen sobre el detector del mismo tamaño que la fuente de radiación.

-Colimador Pinhole: consiste en una pieza cónica de un metal pesado absorbente, con una pequeña apertura como se observa en la Figura 2.9. Dicha apertura se localiza al final del cono, a una distancia del detector que determinará ciertos parámetros de la adquisición. El tamaño del agujero suele ser de unos pocos milímetros.

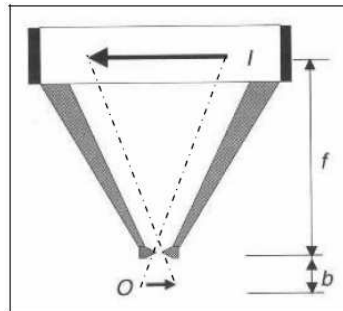


Figura 2.9 Colimador pinhole (Cherry, 2003)

Este tipo de colimadores proyecta en el detector una imagen invertida de la distribución de la fuente. La imagen es magnificada cuando la distancia entre la fuente y la apertura b , es menor que la longitud del cono del colimador f (Figura 2.9). El tamaño de la imagen I y de la fuente O están relacionados por el factor de magnificación (Expresión 2.5).

$$I/O = f/b \quad (2.5)$$

El tamaño del área de la imagen también cambia con la distancia a la apertura del colimador. Si el diámetro del detector es D y el factor de magnificación es I/O , el diámetro del área de la imagen proyectada D' , es:

$$D' = D / I/O \quad (2.6)$$

Por lo tanto, un factor de magnificación elevado obtenido al situar la fuente de radiación cerca del colimador, consigue que el área cubierta por la imagen sea pequeña. Sin embargo, si se aleja la fuente, aumenta b , por lo que la magnificación es menor pero el área cubierta es mayor.

Los colimadores *pinhole* se utilizan principalmente para la obtención de imágenes magnificadas de pequeños órganos y para estudios con animales pequeños dado que permiten alcanzar elevada resolución espacial (Figura 2.12).

Un caso particular de este colimador es el colimador *multipinhole* formado por una matriz de colimadores *pinhole*. Este tipo de colimador se utiliza poco debido a que dificulta la reconstrucción y el diseño de la gamma-cámara, aunque está adquiriendo gran relevancia en aplicaciones de imagen con pequeños animales (van der Have, 2009), ya que mejora la sensibilidad (Beekman, 2005) con respecto a los colimadores comentados anteriormente.

-Colimador divergente (Figura 2.10): este tipo de colimador tiene aperturas que divergen desde la superficie del detector. Mediante su uso se proyecta una imagen de la fuente minimizada y no invertida sobre el detector.

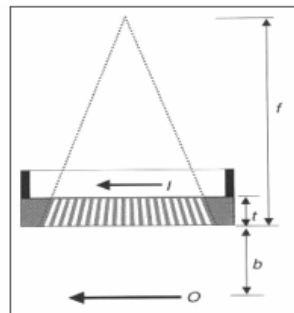


Figura 2.10 Colimador divergente (Cherry, 2003)

El factor de minimización depende de la distancia f desde la parte frontal del colimador al punto de convergencia, la distancia b desde la parte frontal del colimador a la fuente y el grosor del colimador t . Si, I y O son el tamaño de la imagen y de la fuente respectivamente el factor de minimización viene determinado por la Expresión 2.7:

$$I/O = (f - t) / (f + b) \quad (2.7)$$

El colimador divergente reduce el tamaño de la imagen en el detector y se incrementa el área cubierta por la imagen en comparación con el colimador paralelo. Como el tamaño de la imagen varía con la distancia, este colimador presenta una cierta cantidad de distorsión en la imagen. Son utilizados principalmente en gamma-cámaras con detectores pequeños para permitir obtener una imagen de órganos de mayor tamaño que el detector. A su vez, se utilizan en clínica cuando el tamaño de los pacientes es mayor que el área útil del detector.

-Colimador convergente (Figura 2.11): Este tipo de colimador tiene aperturas que convergen a un punto a cierta distancia por delante del colimador. Para objetos situados entre la cara del colimador y el punto de convergencia, el colimador convergente proyecta una imagen de la fuente magnificada, no invertida, sobre el detector.

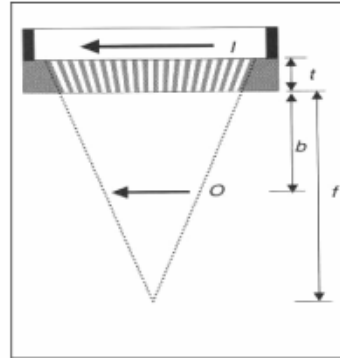


Figura 2.11 Colimador convergente (Cherry, 2003)

El tamaño de la imagen I y el del objeto O están relacionados de acuerdo con la Expresión 2.8:

$$I/O = (f + t) / (f + t - b) \quad (2.8)$$

Donde f es la distancia de la superficie del colimador al punto de convergencia, b es la distancia de la superficie del colimador al objeto, y t es el grosor del colimador.

De nuevo, como la magnificación depende de la distancia, se introduce algo de distorsión en la imagen. Los colimadores convergentes se utilizan principalmente con cámaras con área de detector grande, para permitir la utilización completa de dicha área cuando obtenemos imágenes de órganos pequeños.

Los colimadores convergentes proyectan una imagen magnificada e invertida, cuando el objeto está situado entre el punto de convergencia y dos veces la longitud de convergencia del colimador, y minimizada e invertida por debajo de esta distancia.

- Sistema de detección y electrónica:

El detector (Figura 2.7) está constituido por un cristal de centelleo, normalmente de NaI(Tl). Su funcionalidad es la de transformar la radiación gamma en fotones de luz pertenecientes al espectro visible. El siguiente elemento en el proceso de detección es una matriz de tubos fotomultiplicadores. Estos dispositivos tienen la función de transformar los fotones de luz visible provenientes del cristal centellador en pulsos eléctricos.

Las dos características más importantes son su alta ganancia, en torno a 10^6 , (de cada fotón que recibido se genera un millón de electrones), y que la señal eléctrica generada es proporcional a la energía depositada por el rayo gamma inicial. Mediante el análisis de las señales de salida de los diferentes tubos fotomultiplicadores, es posible determinar la energía total depositada por cada rayo gamma y su posición de interacción en la superficie del detector.

El procesamiento de este conjunto de señales se realiza de forma genérica de la siguiente manera, en primer lugar se analizan los pulsos recibidos, para comprobar si su energía esta dentro de un determinado rango correspondiente a la energía asociada al radionúclido inyectado. Si no corresponde a dicha energía, se rechaza para no introducir ruido. Este proceso se realiza mediante circuitos analizadores de altura de pulso (*PHA – Pulse Height Analyzer*) que se encargan de discriminar los fotones que no alcanzan o sobrepasan una determinada energía (Figura 2.7).

En caso de que el pulso detectado cumpla las características seleccionadas se genera la señal de conversión para los circuitos ADC (*Analog Digital Converter*). Estos circuitos se encargan de codificar la información proporcionada por el detector sobre la posición de interacción del evento detectado. El procesado en tiempo real o a posteriori de estos datos permite la obtención de imágenes con información sobre la distribución del isótopo detectado.



Figura 2.12 Estudio óseo con la técnica SPECT en animales de laboratorio.
 Izquierda: Estudio Óseo en un ratón de 26 gr (trazador $^{99m}\text{Tc-HDP}$ y colimadores *pinhole*).
 Derecha: Estudio óseo en una rata de 140 g (trazador $^{99m}\text{Tc-HDP}$ y colimadores paralelos),
 (<http://image.hggm.es>)

2.2.2 Isótopos utilizados en SPECT

En el caso de la técnica SPECT se emplean los isótopos que decaen mediante la emisión directa de radiación gamma.

El tipo de radiación y/o las partículas que emite cada isótopo dependen de cada núcleo en particular. De los diferentes modos de decaimiento que emiten radiación gamma evitaremos aquellos que emitan, además, otras partículas como β^- , que no serían detectadas por el detector y que al tener una capacidad de penetración de unos pocos milímetros en tejido blando sería absorbidas por el sujeto y aumentaría la dosis recibida por éste

Los modos de decaimiento más interesantes para la técnica SPECT son los siguientes (Villena, 2008):

- Transición isomérica (IT): se trata de un decaimiento que tiene lugar en un átomo donde el núcleo se encuentra en un estado metaestable (por ejemplo, tras la emisión de una partícula alfa o beta). La energía extra del núcleo se libera mediante la emisión de un rayo γ , y el núcleo pasa a su estado estable. El término isomérico proviene de que en todo el proceso el número atómico del átomo no cambia.
- Captura de electrón (EC) y posterior emisión de radiación γ : se produce cuando un electrón orbital es “capturado” por el núcleo y se combina con un protón para formar un neutrón. La energía de transición se distribuye en la emisión de un neutrino y en rayos X o electrones Auger.

Normalmente el núcleo resultante se encuentra en un estado metaestable o excitado, por lo que emitirá rayos γ posteriormente.

La vida media de los radionúclidos utilizados debe estar en el rango de minutos a horas para aplicaciones clínicas. Si la vida media es demasiado corta es difícil el preparar el radiofármaco e inyectarlo al sujeto, mientras que si es demasiado larga, el sujeto deberá permanecer aislado cierto tiempo tras la realización del estudio.

En la Tabla 2.1 se muestra una relación de los isótopos más utilizados actualmente en SPECT, y sus parámetros característicos:

- Emisión de energía típica: energía del fotón gamma emitido al producirse el decaimiento del núcleo. Este valor energético es característico de cada átomo radiactivo y se denomina pico de emisión fundamental o fotopico.
- Vida media: describe la rapidez con la que se produce el decaimiento de una muestra radiactiva.

- Modo de decaimiento: describe el proceso seguido por el núcleo en su paso a un estado de menor energía.
- Estudios gammagráficos más comunes: aplicaciones clínicas de cada uno de cada uno de los isótopos.
- Radiofármaco: Moléculas de interés biológico que suelen ser marcadas con este isótopo.

De todos los isótopos descritos en la Tabla 2.1 destaca el ^{99m}Tc , se utiliza en un 80% de los casos debido a su gran versatilidad y relativa facilidad de producción (Villena, 2008).

Radioisótopo	Emisión de energía típica (KeV)	Vida media (horas)	Modo decaimiento	Estudios más comunes	Radiofármaco
⁶⁷ Ga	39	78	EC, γ	Diagnóstico de tejidos tumorales e infecciones	⁶⁷ Ga-citrato
²⁰¹ Tl	30-140	73	EC, γ	Estudios de corazón	²⁰¹ Tl (en forma de cloruro de Talio)
¹²³ I	159	13	EC, γ	Dolencias de tiroides, cáncer, patologías neurodegenerativas	¹²³ I yoduro sódico, Yodometil-19-norcolesterol
^{99m} Tc	140	6	IT	Riñón, cerebro. Angiografías con radionúclidos, pulmón, huesos, hígado, función biliar. función renal, perfusión cerebral, perfusión cardíaca, estudio de lesiones cardíacas	^{99m} Tc- pretecnato sódico, DTPA (Sn)-Tc, Seroalbúmina humana con Tc, Microesferas de Tc (albúmina humana), polifosfonatos, difosfonatos o pirofosfonatos de Tc, HIDA, MAG 3, HMPAO
¹¹¹ In	171-245	67	EC, γ	Estudio de las células tumorales	Octeotrido de ¹¹¹ In

Tabla 2.1 Relación de isótopos utilizados en SPECT y su uso clínico

2.2.3 Adquisición de datos

En este apartado se explican los modos de adquisición utilizados en la técnica SPECT.

2.2.3.1 Modos de adquisición

Según el ordenamiento que se desea realizar en los datos, es habitual que los equipos SPECT incluyan información de sincronización durante la adquisición de datos. Esta información puede contener desde una simple referencia temporal o espacial, por ejemplo, un contador de tiempo o una marca digital que indique la posición angular de la gamma-cámara, hasta una o varias señales biológicas del sujeto bajo estudio (pulso cardíaco o respiración). A continuación se destacan los modos más comunes de adquisición de datos.

- **Modo proyección**

En este caso, los eventos individuales se ordenan por la localización espacial x-y apropiada en la matriz de la imagen digital. Se obtiene al final del estudio uno o varios conjuntos de proyecciones. Se genera un archivo por cada posición angular (vistas proyectivas) o por cada intervalo temporal (Figura 2.13). En este modo los datos tienen un tamaño fijo.

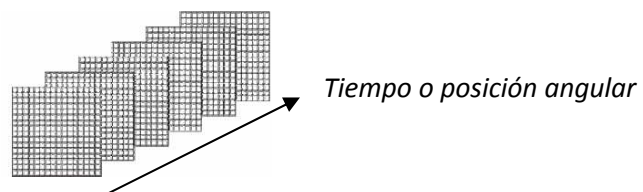


Figura 2.13 Disposición de los datos en el modo proyección

- **Adquisición sincronizada (*Gated mode*)**

En este modo, los datos se adquieren en sincronía con el ciclo cardíaco o con el ciclo respiratorio, así todas las imágenes se adquieren un determinado instante del mismo (Figura 2.14). Este modo reduce el emborronamiento y posibles artefactos producidos por el movimiento del corazón o respiratorio, pero requiere *hardware* y post-procesado adicional.

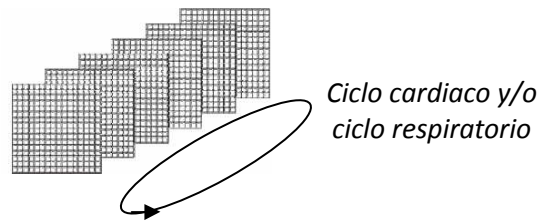


Figura 2.14 Disposición de los datos en *gated mode*

- **Modo Lista**

Se almacena secuencialmente en un único archivo tanto las coordenadas de posición como la energía de cada evento individual, sincronizando los datos con marcas adecuadas. Un ejemplo de marca de sincronismo es el cambio de posición angular del anillo rotatorio, que indica que los datos hasta una nueva marca de sincronismo corresponden a una misma posición angular. Se pueden definir formatos de los archivos lista más o menos complejos dependiendo de las características concretas de cada sistema. En la Figura 2.15 se muestra un ejemplo del modo de almacenamiento lista. Mediante la lectura apropiada de este archivo se pueden obtener las proyecciones individuales del estudio.

(X_1, Y_1, Z_1, t_1)
(X_2, Y_2, Z_2, t_2)
...
(X_k, Y_k, Z_k, t_k)
(marca de sincronismo)
$(X_{k+1}, Y_{k+1}, Z_{k+1}, t_{k+1})$
...
(X_m, Y_m, Z_m, t_m)
(marca de sincronismo)
$(X_{m+1}, Y_{m+1}, Z_{m+1}, t_{m+1})$
...
(marca de sincronismo)
...
...
(marca de sincronismo)
...
...
(X_n, Y_n, Z_n, t_n)

Figura 2.15. Disposición de los datos en el modo lista

2.2.4 Procesado de datos

Después de realizar la adquisición, los datos deben ser procesados vía *software* antes de la reconstrucción de la imagen y ser ordenados según el modo de adquisición utilizado. Se destacan los siguientes pasos en el procesado de los datos:

- Discriminación de cuentas válidas entre los eventos detectados. Se realiza para eliminar el ruido en el proceso de reconstrucción de la imagen. Esta tarea se suele realizar en el software de adquisición y control del tomógrafo.
- Correcciones relacionadas con el rendimiento de la gamma-cámara. La gamma-cámara no realiza imágenes perfectas de la distribución del radiotrazador. Las causas son las imperfecciones inherentes a los elementos de la misma (colimador, cristal de centelleo, tubo fotomultiplicador) y la electrónica de adquisición (ruido introducido por los ADC's ...) que provocan la aparición de artefactos en la imagen reconstruida si no se corrigen adecuadamente, este tipo de correcciones se generan mediante software (Zamora, 2011).
- Correcciones relacionadas con el alineamiento mecánico de los detectores instalados en el anillo rotatorio del tomógrafo, y de los propios detectores con el centro de rotación del aparato (COR). Sino se corrige adecuadamente, esto genera un emborronamiento adicional en las imágenes resultantes o artefactos en forma de anillo (Cherry, 2003).

En los modelos más sofisticados parte de este procesado se realiza por *hardware*, pero lo más habitual es que se corrija por *software*.

2.3 Sistemas SPECT para pequeños animales

Los roedores son los animales más utilizados en investigación biomédica. Cabe destacar, que la secuencia del genoma del ratón ha sido determinada y es posible utilizar ratones *knock-out* (en los cuales la expresión de un determinado gen ha sido deshabilitada) como modelos de distintas enfermedades para la investigación trasnacional. Además, se reproducen muy rápidamente y su coste es bajo.

Las máquinas *SPECT* para humanos no son adecuadas para su uso en pequeños animales (Tabla 2.2). La diferencia principal reside en el tamaño del campo de visión (*FoV: Field of View*) la resolución espacial requerida y la sensibilidad necesaria. Por ejemplo, el campo de visión necesario para animales de laboratorio es aproximadamente 10 veces menor que el necesario para humanos y la resolución espacial diez veces mayor. Además, el sujeto bajo estudio, en el caso de pequeños animales, es un medio menos dispersivo y atenuante que en el caso de humanos. Por supuesto, los coeficientes de atenuación (μ) y de dispersión son los mismos en ambos casos pero las dimensiones corporales son muy distintas (Villena, 2008).

SPECT en Clínica	SPECT animales pequeños
Resolución espacial aprox. 1 cm	Desde 4 mm hasta < 1 mm
FOV aprox. 50 cm	FOV aprox. 5 cm
Colimador paralelo, >> Sensibilidad	Colimador pinhole, << Sensibilidad
Dimensión corporal >> $1/\mu$	Dimensión corporal << $1/\mu$
Dispersión y atenuación elevadas	Dispersión y atenuación bajas
Necesarios Isótopos con $E \geq 100$ KeV	Se pueden usar energías desde 30 KeV
Dosis de Radiación Crítica	Volumen de Trazador Crítico

Tabla 2.2 Diferencias entre SPECT con humanos y SPECT para animales de laboratorio (Lage Negro, 2010)

En los estudios de imagen con radioisótopos los límites de los órganos son difíciles de distinguir y la localización exacta de las zonas de captación es problemática. La tendencia actual es la de producir sistemas multimodalidad *SPECT/CT* capaces de proporcionar información morfológica adicional que permite la localización exacta de las zonas de captación (información funcional) mediante la fusión de las imágenes de ambas modalidades de imagen.

2.3 Sistemas SPECT para pequeños animales

Una característica común en los sistemas para pequeño animal es el uso de colimadores paralelos, *pinhole* y *multipinhole*, intercambiables según el tipo de estudio y el tamaño del animal. Por esta razón los tomógrafos *SPECT* del mercado en general consisten en múltiples cabezas detectoras diferenciándose básicamente en su configuración para la adquisición de datos:

- **Anillo completo estacionario:** Con un número suficiente de detectores colocados en un *gantry* (soporte mecánico alrededor del eje axial del tomógrafo) es posible adquirir conjuntos válidos de proyecciones en unos pocos segundos. Por el contrario, al usar muchos detectores, el equipo se encarece y la calibración y mantenimiento son más complejos.

- **Anillo rotatorio:** permite describir una órbita elíptica alrededor del sujeto en vez de una circular. Algunos incluso trazan órbitas que van siguiendo el contorno del sujeto. Se obtiene el contorno del paciente en función del ángulo en el que se coloca el detector a partir de un estudio inicial con una fuente de luz y una cámara óptica. Estas órbitas no circulares se emplean para mejorar la resolución espacial de las gamma-cámaras que usan colimadores paralelos ya que disminuye la distancia del objeto a la superficie de detección. Las órbitas elípticas o las que siguen el contorno del sujeto permiten al detector pasar más cerca del paciente que en el caso de las órbitas circulares, lo que conlleva mejoras significativas en la resolución espacial.

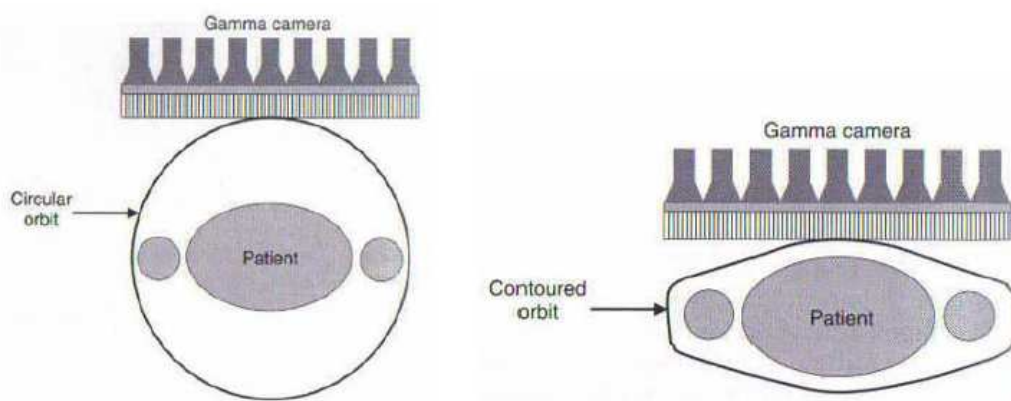


Figura 2.16. Órbita circular (izquierda) y de contorno (derecha) para SPECT (Villena, 2008)

Algunos fabricantes implementan estudios de órbita helicoidal al mover al sujeto bajo estudio en la dirección axial durante la adquisición de datos. Este enfoque reduce posibles artefactos de pegado de camas en el eje axial, aumenta el campo de visión sin sacrificar la resolución, y disminuye el tiempo necesario para escanear un mayor área axial del sujeto bajo estudio (útil en estudios dinámicos).

2.3.1 Sistemas SPECT preclínicos comerciales para animales.

A continuación, se presenta el estado del arte de los SPECT para pequeño animal disponibles en el mercado.

El uSPECT-II de la empresa MILabs, (www.milabs.com, Países Bajos) posee excelentes prestaciones (resolución espacial frente a sensibilidad) para imagen de pequeños animales (Figura 2.17). El sistema de detección de este dispositivo está compuesto por tres gamma-cámaras SPECT de humanos colocadas en triángulo para adquirir datos de forma estacionaria (Figura 2.18). Los colimadores se basan en un cilindro de tungsteno con 75 *pinholes* colocados a lo largo de cinco anillos coaxiales (15 aperturas en cada anillo) de tal forma que, aunque las aperturas de cada anillo están enfocadas al centro del FOV, las imágenes proyectadas no se solapan en el detector (Figura 2.17-e). La máxima resolución espacial de este sistema está en torno a 0.45 mm. El adquirir simultáneamente fotones provenientes de diferentes aperturas proporciona al equipo la mayor sensibilidad del mercado (Tabla 2.3). El principal inconveniente de este sistema es su reducido *FoV* (*Field of View=Campo de Visión*) estático (1 cm x 1 cm). Sus desarrolladores han implementado una técnica de extensión del *FoV* basada en la adquisición de datos en diferentes posiciones de la cama que permite adquirir de estudios de cuerpo completo, Figura 2.17-c.

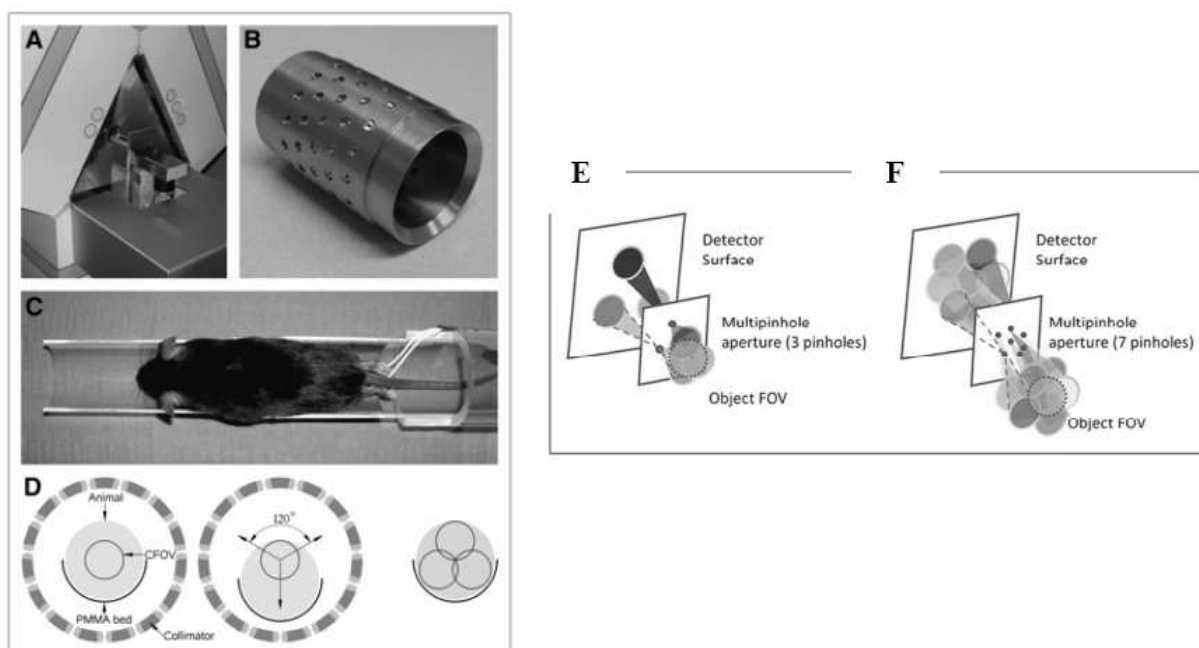


Figura 2.17. Sistema uSPECT-II. a) Vista frontal b) Colimador de Tungsteno con 75 *pinholes* c) Cama d) Sección del colimador e) Sistema *multipinhole* en el que las proyecciones no se solapan f) Cuando se solapan (Lage Negro, 2010)



Figura 2.18 uSPECT ii (MiLabs, Julio 2011)

El NanoSPECT de la empresa BioScan (www.bioscan.com), actualmente también distribuido por Philips (<http://www.medical.philips.com>), es el equipo más completo y versátil del mercado (Figura 2.19). Este sistema consta de uno, dos o cuatro detectores de elevada área activa basados en centelladores de yoduro de sodio (NaI), acoplados a tubos fotomultiplicadores. Existen varias configuraciones de colimadores paralelos o *multipinhole* y diferentes protocolos de adquisición que permiten adaptar el equipo a animales de tamaño medio como conejos o pequeños primates. Las adquisiciones se realizan con órbita helicoidal mediante el movimiento sincronizado de la cama y del *gantry*. La máxima resolución espacial está en torno a 0.4 mm con colimadores *multipinhole* de 0.6 mm de apertura, mientras que la máxima sensibilidad por detector es del al 0.05% utilizando colimadores *multipinhole* de 2 mm de apertura (máxima resolución a 1.5 mm). Una de las características que diferencian este equipo del resto es que las proyecciones de las diferentes aperturas de los colimadores *multipinhole* se solapan en la superficie del detector (Figura 2.17-f) y así mejora la sensibilidad. El incremento de sensibilidad proporcionado por este diseño no implica en un incremento en la relación señal a ruido que es similar al que se obtiene con un sistema que no solape proyecciones debido a la incertidumbre en el *pinhole* del que proviene el rayo en las zonas de solape. Aunque los algoritmos iterativos proporcionan una buena estimación de la distribución de actividad, sigue existiendo una penalización en la relación señal a ruido debida al solape de proyecciones.

2.3 Sistemas SPECT para pequeños animales

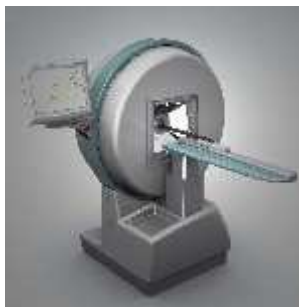


Figura 2.19 NanoSPECT de BioSCAN (BioScan, Julio 2011)

El sistema *eXplore speCZT* de la empresa General Electric (EEUU) consiste en un anillo completo de detectores de metal semiconductor de Teluro de Cadmio Zinc (CZT) y de área activa de $8 \times 8 \times 5 \text{ cm}^3$ y tamaño de píxeles $2.45 \times 2.45 \text{ mm}^2$. Este escáner se equipa con colimadores *multipinhole* o colimadores de tipo *slit* (aproximación híbrida entre el colimador *pinhole* y paralelo) (Electric, Septiembre 2011) que permite aplicar magnificación sin que el *FoV* axial se vea reducido. Los colimadores de esta máquina son cilindros de tungsteno colocados en un anillo rotatorio. La máxima resolución espacial se obtiene con el colimador *multipinhole* para ratón ($< 1\text{mm}$) (Tabla 2.3).

El X-SPECT de Gamma Medica-Ideas (www.gm-ideas.com) actualmente distribuido por General Electric (<https://www2.gehealthcare.com>), es un sistema similar al NanoSPECT. Su diseño está basado en un número variable de detectores (entre uno y cuatro) montados en un soporte rotatorio. Los detectores de la versión comercial actual están realizados con CZT y se obtiene una resolución de energía del 4.5%. Estos detectores se pueden equipar con un amplio rango de colimadores paralelos, *pinhole* o *multipinhole* para adaptar el equipo a las necesidades del estudio. El tamaño del *FoV* transaxial se modula mediante los colimadores y la inclusión de etapas de desplazamiento lineal que permiten variar el radio de rotación. El sistema dispone de un protocolo de adquisición helicoidal que permite reducir el tiempo de adquisición y mejorar la resolución temporal en estudios de cuerpo completo. La sensibilidad y resolución espaciales dependen de la configuración del equipo, como máximo es 0.045 % por detector y 0.5 mm respectivamente, aunque es imposible obtener estos dos parámetros simultáneamente. Al igual que en el caso del NanoSPECT, no existe apenas bibliografía que detalle su funcionamiento, por lo que es difícil comparar estos equipos con otros del mercado (Lage Negro, 2010).

Por último, el sistema YAP-(S) PET desarrollado en la Universidad de Ferrara y distribuido comercialmente por la empresa I.S.E. (<http://www.isesrl.com/YAPPET/yap-doc.htm>). Se trata de un sistema PET/SPECT de cuatro detectores de reducida área activa ($4 \times 4 \text{ cm}^2$) construidos a partir de matrices de cristales pixelados de Óxido de Itrio y Aluminio con Perovskita activado por Cerio (*YttriumAluminumPerovskiteactivated by Cerium* YAP: Ce) acoplados a tubos fotomultiplicadores sensibles a posición. Para funcionar como SPECT, este sistema dispone de colimadores paralelos especialmente diseñados para la realización de estudios comunes con animales. La ventaja fundamental de este equipo, es que su precio (o al menos el de sus componentes), es mucho menor que el de los otros sistemas comentados anteriormente debido al empleo

2.3 Sistemas SPECT para pequeños animales

de menos material detector. Sin embargo, su sensibilidad total (0.003%) y su resolución espacial (3mm) es menor que las de los equipos anteriores.

La comparación entre los equipos SPECT comerciales comentados en este apartado es muy difícil ya que el método de medida de las características de las diferentes máquinas es bastante heterogéneo. La Tabla 2.3 incluye referencias a las publicaciones y/o fuentes de donde se obtuvieron los datos.

	uSPECT II	nanoSPECT	SPECZT	X-SPECT	YAP-(S)PET
Características comunes					
Colimadores intercambiables	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Actualizable CT	Sí	Sí	Sí	Sí	No*
Animales tamaño medio	No	Sí	No	Sí	No
Multicámara	Steps	Helicoidal	Helicoidal	Helicoidal	Secuencial
Gating	Sí	Sí	Sí	No	No
Imagen multi-isótopo	Sí	Sí	Sí	Sí	No
Detectores					
Material	Nal (TI)	Nal (TI)	CZT	CZT	YAP: Ce
Nº detectores**	3	1-2 ó 4	10	1 a 4	2 ó 4
Área activa por detector (largo x ancho x grosor)	508 x 381 x 9.5 mm ³	230 x 215 x 6.4 mm ³	80 x 80 x 5 mm ³	N/A	40 x 40 x 25 mm ³
Tamaño detectores	Monocristal	1 x 1 x 6.4 mm ³	2.46 x 2.46 x 5 mm ³	N/A	2 x 2 x 25 mm ³
Volumen detector total	5516.1 cm ³	1285.92 cm ³	320 cm ³	N/A	160 cm ³
Fotodetectores	PMTs	PMTs	--	N/A	PS-PMT
Nº fotodetectores x detector	55	33	--	N/A	1
Rango energía	25-400 keV	25-365 keV	25-250 keV	25-250 keV	50-850 keV
Resolución energía (^{99m} Tc)	< 10 %	9.7 %	7 %	< 7 %	24 %
Resolución intrínseca	≈ 4-6 mm	≈ 2-2.5 mm	≈ 2.5 mm	N/A	≈ 2 mm
Mejor rendimiento en configuraciones estándar para rata/ratón					
Tipo colimador	Multipinhole rata / ratón	Multipinhole rata / ratón	Multislit rata / Multipinhole ratón	N / A	Paralelo / Paralelo
Características colimador	75 aperturas 1 mm / 75 aperturas 0.6 mm	36 aperturas 1.5 mm x detector / 36 aperturas 1.0 mm x detector	5 slits / 7 pinholes 1 mm diámetro	N/A	Agujeros 0.6 mm, septa 0.15, longitud N/A / *
FOV estático	27 x 11 mm ² / 12 x 7 mm ²	62 x 24 mm ² / 30 x 16 mm ²	76 x 80 mm ² / 32 x 30 mm ²	N/A	40 x 40 mm ² / 40 x 40 mm ²
FOV axial multicámara	250 mm (Steps)	270 mm (Helicoidal)	250 mm (Helicoidal)	250 mm (Helicoidal)	N / A
Movimientos x FOV	Mínimo 3 steps cama	Mínimo 4 steps gantry	Mínimo 1 rot. Colimador	N/A	Mínimo 1 rot. Gantry
Resolución transaxial (^{99m} Tc)	0.8 mm / 0.45 mm	< 1.2 mm / < 0.75 mm	< 1.7 mm / < 1 mm	N/A	3 mm / 3 mm
Resolución axial (^{99m} Tc)	0.8 mm / 0.45 mm	< 1.2 mm / < 0.75 mm	3.1 mm / < 1 mm	N/A	3 mm / 3 mm
Sensibilidad de pico (^{99m} Tc)	700 cps/MBq / 1500 cps/MBq	1200 cps/MBq / 1000 cps/MBq	> 225 cps/MBq / > 400 cps/MBq	N/A	30 cps/MBq / 30 cps/MBq
Fuente Bibliográfica					
Fuente	(van der Have et al., 2009)	Documentación Técnica facilitada por Philips	Documentación Técnica facilitada por GE	N/A	(Del Guerra et al., 2006)

* Aunque no se vende como PET/SPECT/CT la cama es compatible con el sistema micro-CT 1076 de skyScan (<http://www.skyscan.be/home.htm>).

** La opción evaluada es la indicada en negrita.

Tabla 2.3 Sistemas comerciales SPECT para animales de laboratorio

Capítulo 3

Descripción del prototipo FSPECT

En este capítulo se describen los componentes físicos del sistema FSPECT. Primero, se describe la estructura del prototipo y el sistema de movimientos empleado. Posteriormente, se especifican los componentes móviles y de control utilizados. Por último, se presenta el sistema detector y el sistema de adquisición de datos empleados.

3.1 Estructura del sistema

El prototipo de tomógrafo *FSPECT* consta de una cama donde se sitúa el sujeto bajo estudio, de dos gamma-cámaras situadas en un soporte rotatorio o *gantry*, el cuál permite obtener proyecciones en distintas posiciones angulares. Las gamma-cámaras están interconectadas a dos tarjetas electrónicas denominadas placa *trigger* y placa *ADC*.

La tarjeta *trigger* discrimina, a partir de los umbrales establecidos por el *software* de adquisición, si el evento recibido es válido o no. La placa *ADC* es el convertidor analógico-digital que digitaliza los eventos aceptados por la tarjeta *trigger*. Posteriormente la placa *ADC* transmite los datos digitalizados al PC de control vía *ethernet* para su procesado y almacenamiento en modo lista.

En la Figura 3.1 se muestra la estructura del *FSPECT* mediante un diagrama de bloques que contiene los sistemas y subsistemas que componen el prototipo. En la Figura 3.2, se muestran las imágenes del prototipo construido. En las siguientes secciones se estudian detalladamente la funcionalidad de cada uno de los elementos mostrados en las Figuras 3.1 y 3.2.

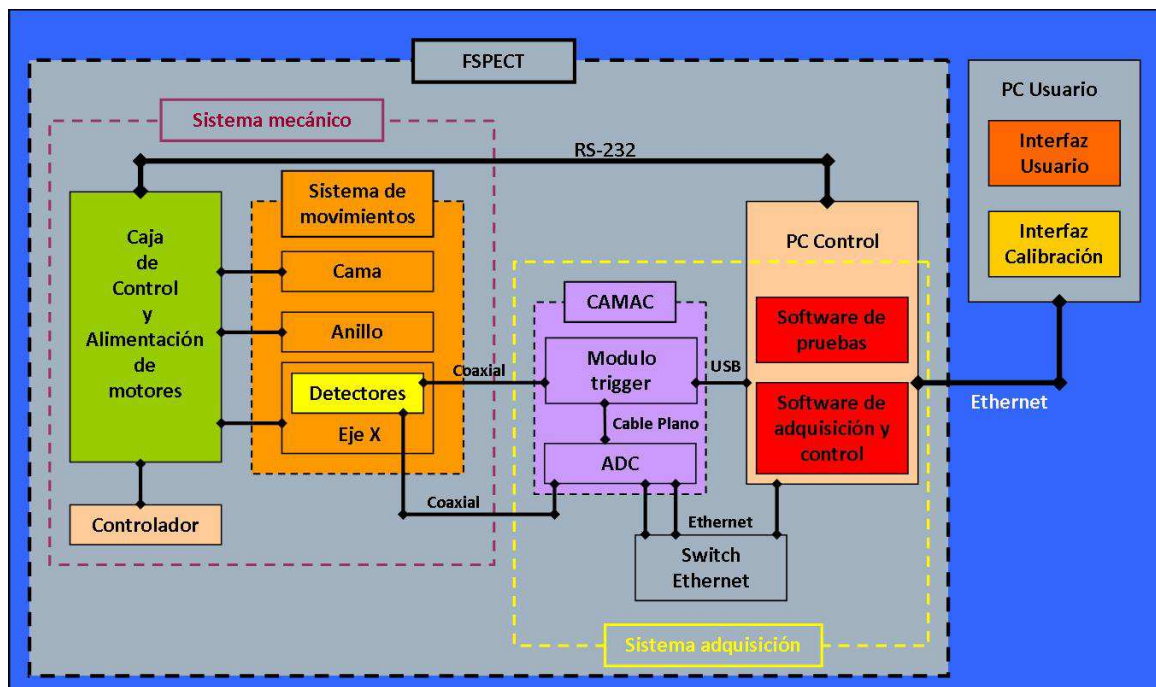


Figura 3.1 Diagrama de bloques del prototipo FSPECT

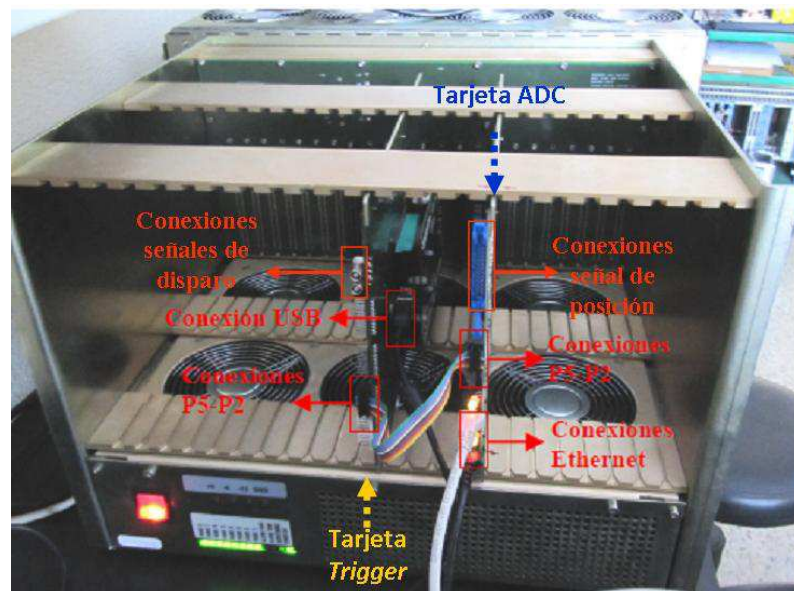
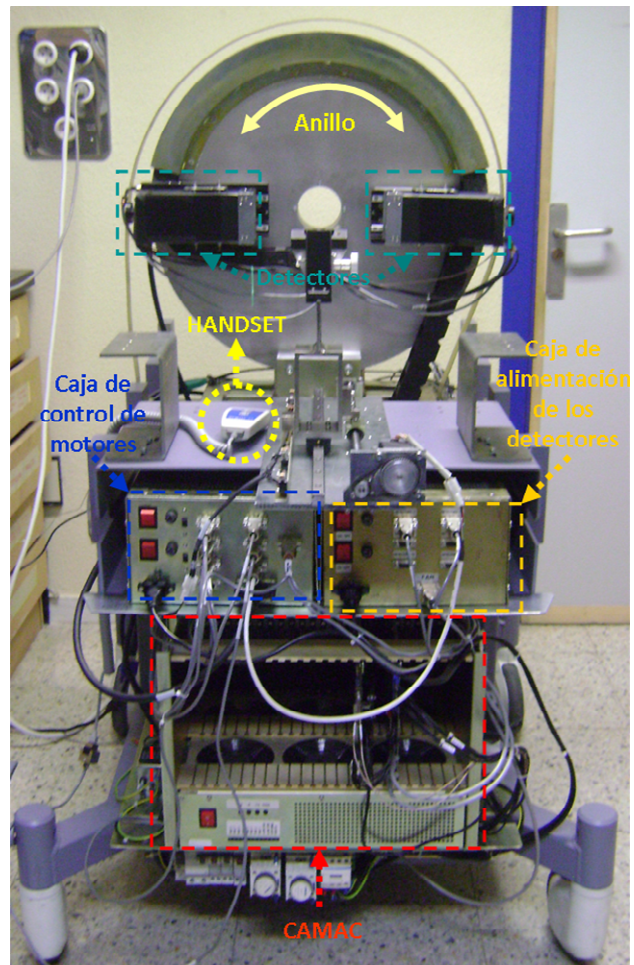


Figura 3.2 Prototipo FSPECT. Superior: vista frontal prototipo del tomógrafo FSPECT. Inferior: CAMAC de la empresa SEDECAL

3.1.1 Sistema mecánico

El sistema mecánico comprende todas las partes móviles del prototipo así como los elementos para el accionamiento y control del movimiento de las mismas. A continuación se detallan y describen someramente los elementos que forman parte del sistema mecánico de *FSPECT*.

- Caja de control y alimentación de motores:

Este subconjunto fabricado por la empresa SEDECAL, actúa como interfaz entre el sistema de movimientos y el PC de control. El subconjunto comprende las tarjetas controladoras de motores así como las fuentes de alimentación y los elementos accesorios para la comunicación con el PC, el accionamiento del sistema mecánico y la interpretación de las señales provenientes del mismo.

- Sistema de movimientos:

Este subconjunto comprende los elementos móviles del equipo. El sistema completo se divide en un conjunto de ejes de movimientos individuales. En este caso se establecen cuatro ejes cada uno asociado a una tarjeta controladora como se estudia en la Sección 3.3:

- Cama: etapa de desplazamiento lineal que permite la realización de movimientos en la dirección axial del tomógrafo mediante un motor paso a paso. El eje puede ser accionado desde el programa de adquisición o mediante un controlador manual o *handset*.
- Anillo: eje rotatorio donde se alojan los detectores. Su función es mover los detectores alrededor del eje axial con la ayuda de un motor paso a paso.
- Ejes X e Y: etapas de desplazamiento lineal que permiten el movimiento de cada detector a lo largo del eje transaxial. Sirven para acercar o alejar las gamma-cámaras al sujeto bajo estudio mediante el uso de motores paso a paso.

- Handset (o mando de control):

El *handset* es un mando de control manual del sistema mecánico compuesto por tres botones. Dos de ellos permiten situar la cama en la posición deseada. El tercero activa un láser, montado en la carcasa del prototipo, que muestra la posición de la cama que estará en el centro del campo de visión de los detectores o *FoV* (*Field Of View*), cuando empiece la adquisición.

3.1.2 Sistema de adquisición

En esta sección se presenta una breve descripción de los componentes del sistema dedicado a la adquisición de datos. Este sistema está formado por los siguientes elementos:

- Detectores:

Son los encargados de detectar los fotones gamma emitidos en la muestra bajo estudio. Cada uno de ellos es una gamma-cámara fijada mecánicamente al *gantry*. Los detectores contienen la electrónica necesaria para el procesamiento preliminar de los fotones detectados, proporcionando información sobre la posición de detección y la energía depositada por el fotón. Están diseñados para ser equipados con colimadores paralelos orientados a la realización de estudios con ratas y con colimadores *pinhole* para la adquisición de imágenes de órganos específicos o estudios en ratón. Ambos colimadores se muestran en la Figura 3.3.

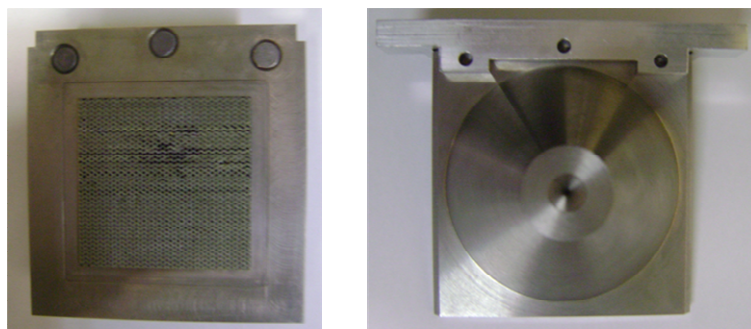


Figura 3.3 Colimadores del prototipo FSPECT. Colimador paralelo (Izquierda) y colimador *Pinhole* (Derecha)

- Camac:

Sistema de alimentación y refrigeración de las tarjetas *trigger* y *ADC*. Este dispositivo ha sido fabricado por la empresa SEDECAL.

- PC de control:

Equipo informático encargado de albergar las herramientas de *software* implementadas en este proyecto, el *software* de adquisición y control del tomógrafo, y el conjunto de programas que se utilizarán en su evaluación y configuración.

- Software de adquisición y control: es la aplicación desarrollada en lenguaje C que gestiona los elementos mostrados en la Figura 3.1 para realizar los estudios tomográficos deseados, según los argumentos de entrada introducidos.

3.1.3 PC de usuario

Equipo informático con sistema operativo Windows que alberga las interfaces de usuario y de calibración.

- Interfaz de usuario (Olmo, 2011):

Consiste en una aplicación con un interfaz gráfico amigable y de fácil manejo, que permite la adquisición y procesamiento de datos abstrayendo al usuario de la complejidad del sistema. Entre sus características, permite seleccionar intuitivamente el tipo de estudio deseado y los parámetros de forma transparente para el usuario, habilita la comunicación con el *software* de adquisición y control para comenzar, detener, o abortar el estudio. Finalmente, guarda los resultados obtenidos para su posterior procesamiento, reconstrucción y presentación al usuario.

- Interfaz de calibración (Zamora, 2011):

Su función es abstraer al usuario del proceso de calibración del tomógrafo, generando los archivos necesarios para corregir las imperfecciones inherentes del sistema, como errores asociados a la no idealidad de la electrónica de adquisición de datos, el desalineamiento entre los detectores y el centro de rotación del prototipo, etc. Los datos de calibración son almacenados para su posterior uso durante el procesamiento y reconstrucción de los datos adquiridos. Por otra parte, los resultados del proceso de calibración permiten optimizar el proceso de adquisición de datos llevado a cabo por el *Software* de adquisición y control.

3.2 Sistema de movimientos

El sistema de movimientos del FSPECT consiste en cuatro ejes de desplazamiento (tres de ellos lineales, uno rotatorio) accionados por motores paso a paso.

3.2.1 Eje Cama

La función de este eje es alojar al sujeto bajo estudio y fijar la posición de la cama con una resolución de décimas de milímetro en el plano axial y vertical. La posición en el plano vertical de la cama se regula de manera manual con una rueda de resolución milimétrica (Figura 3.7).

La posición en el plano axial se fija a través de un motor paso a paso que permite realizar estudios multicama en los que el tamaño del sujeto bajo estudio es mayor que el *FoV* del detector. A continuación se muestra la etapa de movimiento empleada en este plano.

- **Etapa de movimiento horizontal motorizada, Velmex Inc BiSlide**

Se trata de una etapa de movimiento lineal basado en un tornillo sinfín acoplado sobre un soporte fijo atornillado a la superficie del chasis de la máquina. El tornillo sinfín se acciona con el movimiento de un motor paso a paso acoplado en uno de los laterales (Figura 3.4). La relación entre los movimientos de rotación del motor y de traslación del soporte es de 2 mm de desplazamiento lineal por cada revolución del motor.

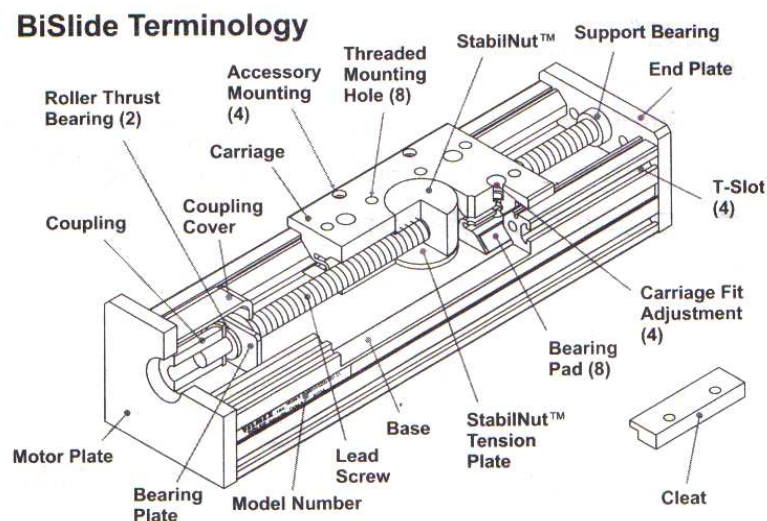


Figura 3.4 Etapa de movimiento lineal del sistema de movimientos del SPECT (Velmex, 2000)

El recorrido de este elemento y la longitud máxima de movimiento de nuestro sistema es, sin tener en cuenta los finales de carrera, de 360 mm (L en la Figura 3.5):

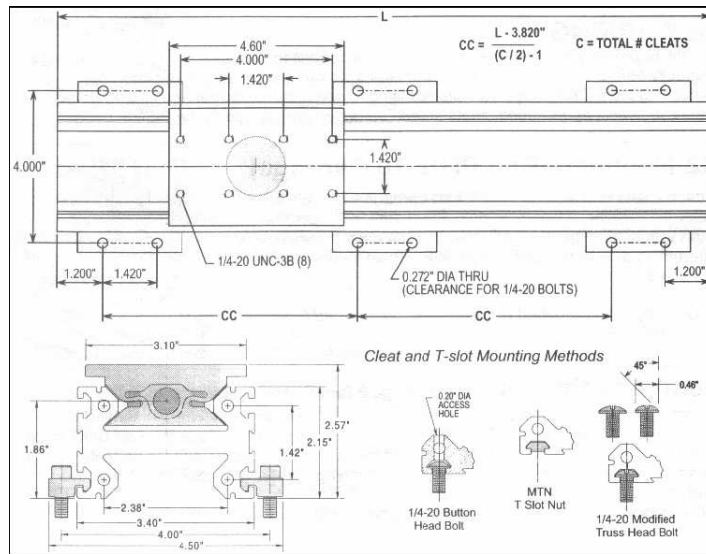


Figura 3.5 Alzado y corte central de la etapa de movimiento lineal de la cama del SPECT (Velmex, 2000)

En esta etapa se sitúan tres sensores de tipo pato para controlar el movimiento de la cama, éstos se accionan cuando la pieza atornillada al soporte móvil pasa por encima de su actuador (Figuras 3.6 y 3.7). El primero se emplea como límite en la dirección de avance de la cama, el segundo se utiliza como límite de avance en la dirección de retroceso y el tercero que se establece a poca distancia del anterior, se utiliza como indicador de "home" o posición inicial de la cama.

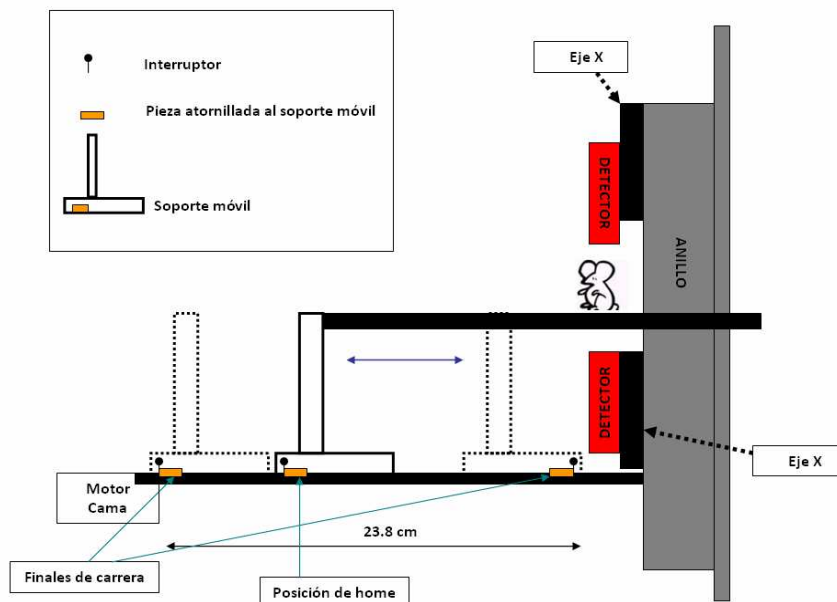


Figura 3.6 Esquema de la disposición de los interruptores de final de carrera y home en el eje de la cama

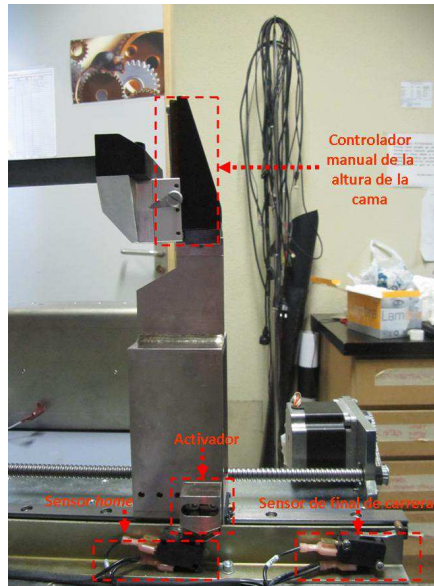


Figura 3.7 Vista de los sensores de final de carrera y su interacción con el activador de *home*. El controlador de precisión milimétrica de la altura de la cama se encuentra al final de la cama.

En la Tabla 3.4 se muestran las características más relevantes relacionadas del eje:

Característica	Valor	Comentario
Posición de referencia o de inicio (<i>home</i>)	0.0	Esta es la posición de partida de la cama para la realización de cualquier tipo de estudio.
Posición LSN (<i>limit switch negative</i> – límite de avance negativo)	A 19.3 cm de la posición 0.0	Final de carrera para frenar el avance de la cama para no chocar con el anillo
Posición LSP (<i>limit switch positive</i> – límite de avance positivo)	A 4.5 cm de la posición 0.0	Final de carrera para frenar el avance de la cama para no dañar el motor
Recorrido disponible	23.8 cm	De interés para adquisiciones multicama, equivale sin solapar posiciones más de 5 veces el FOV del sistema
Interfaz de control	Vía <i>software</i> y manual con un <i>handset</i> .	El <i>software</i> de adquisición permite al usuario en función del tipo de estudio seleccionado, elegir la posición de partida de la cama con un <i>handset</i> .
Pasos de motor/revolución	200 pasos/revolución	El sentido de avance hacia los detectores es el negativo (descuenta en el registro de posición de la controladora)

Tabla 3.1 Características fundamentales del eje de movimientos lineal de la cama del SPECT

3.2.2 Eje anillo

El eje anillo es una etapa de posicionamiento angular con una precisión de centésimas de grado donde se encuentran fijados los detectores (Figura 3.2). Su función es describir una orbita circular para poder adquirir datos desde cualquier posición angular.

- **Etapa de movimiento rotatorio motorizada NEWPORT**

La etapa de movimiento angular (Newport, 1998) consiste en un anillo rotatorio encapsulado en un chasis metálico capaz de ofrecer una resolución de décimas de grado. El modelo tiene acoplado en un lateral el motor paso a paso que manejamos mediante una controladora específica. El chasis cuenta con un conector de 25 pines que proporciona información de la situación del motor y del movimiento actual. En la Figura 3.8 se muestra un plano de esta etapa de movimientos.

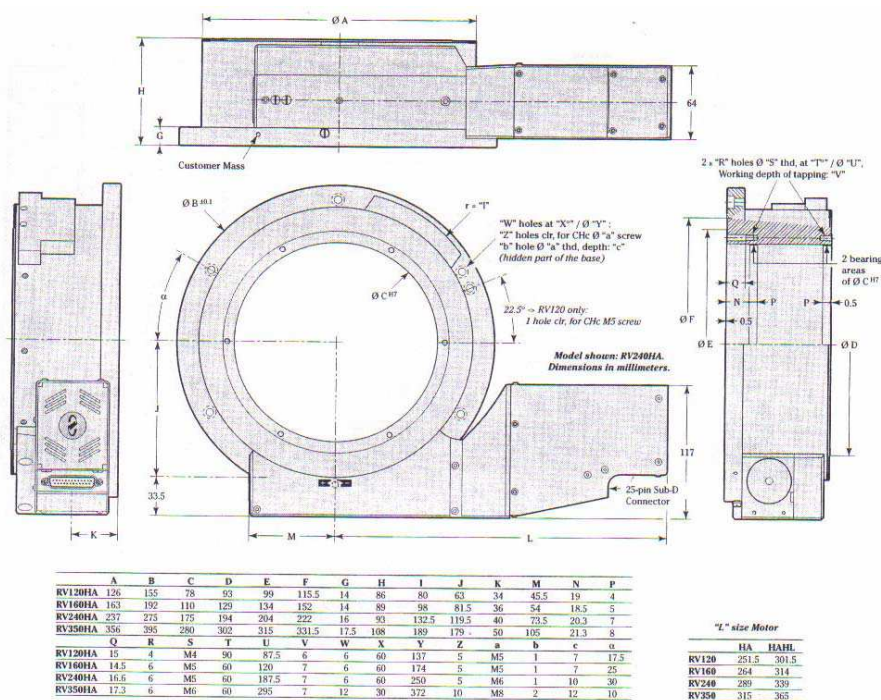


Figura 3.8 Etapa de movimiento angular del sistema de movimientos de SPECT (Newport, 1998)

Esta etapa de movimiento angular es imprescindible para la realización de estudios en 3D o 4D, debido a que las dos gamma-cámaras están fijadas en el anillo rotatorio y gracias a ello se describe un movimiento alrededor del eje axial.

Para delimitar el final de carrera del *gantry* y la posición de *home* se ha definido el siguiente sistema de finales de carrera mostrado en la Figura 3.9:

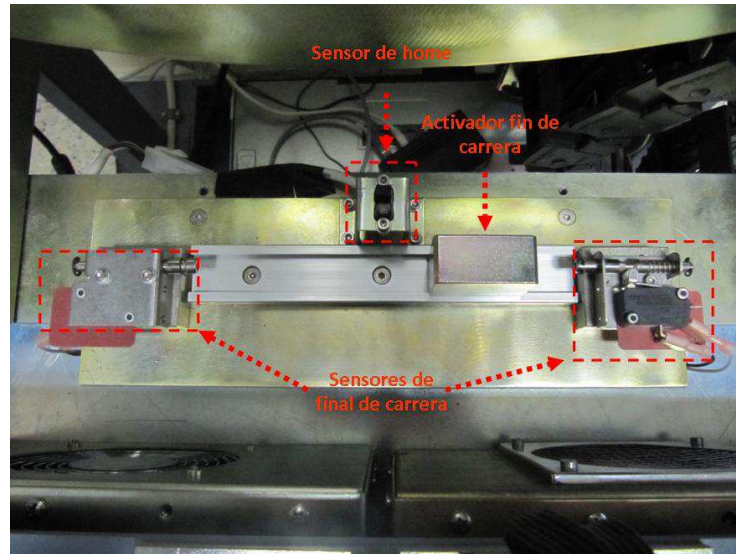


Figura 3.9 Vista de los sensores de final de carrera del gantry

Los sensores de fin de carrera se accionan gracias al movimiento físico del anillo rotatorio sobre el activador de fin de carrera que empuja el accionador. El sensor de *home* es de tipo *HALL* el cual se activa gracias a un saliente situado físicamente en el gantry. En la Tabla 3.2 se muestran las características físicas específicas del modelo de anillo rotatorio seleccionado:

Característica	Valor
Plataforma	
Fabricante	Newport
Modelo	RV350PP
Diámetro interior	280 mm
Diámetro exterior	350 mm
Resolución	0.001°
Precisión	0.010°
Repetibilidad	0.002°
Carga máxima centrada	6500N
Par de torsión máximo	25 N·m
Velocidad inercia	4 Kg·m ²
Velocidad máxima	40 ° / s
Motor	
Modelo	UE63PP
Pasos / Revolución	200

Tabla 3.2 Características físicas del Newport (Newport, 1998)

En referencia a la electrónica incluida en este componente mecánico, en la Tabla 3.3 se muestra la relación entrada/salida de los 25 pines empleados.

Pin	Funcionalidad	Función efectuada en el montaje
1	Fase 1 +	Terminal positivo para la fase 1
2	Fase 1 -	NC*
3	Fase 2 +	Terminal negativo para la fase 1
4	Fase 2 -	NC*
5	Fase 3 +	Terminal positivo para la fase 2
6	Fase 3 -	NC*
7	Fase 4 +	Terminal negativo para la fase 2
8	Fase 4 -	NC*
9	Común Fases 3-4	NC*
10	N.C	NC*
11	Común Fases 1-2	NC*
12	N.C	NC*
13	Cero mecánico	Señal de posicionamiento home (opcional)
14	Tierra	Toma de tierra
15	Pulso índice encoger	NC*
16	0V Lógicos	NC*
17	+ End – of – Run	NC*
18	- End – of – Run	NC*
19	Encoder fase A +	Salida positiva encoder A (opcional)
20	Encoder fase B +	Salida positiva encoder B (opcional)
21	Encoger power: +5V	Salida de alimentación del encoder (+5V) (opc)
22	0V Encoder	0 Voltios para encoder A (opcional)
23	Encoder fase A -	Salida negativa encoder A (opcional)
24	Encoder fase B -	Salida negativa encoder B (opcional)
25	Pulso de índice encoder/I	NC*

Tabla 3.3 Relación de Entradas/Salidas del Newport (Newport, 1998)

*NC: No conectado.

3.2.3 Ejes X e Y

Estos ejes controlan las plataformas de posicionamiento lineal que se encargan de acercar o alejar las gamma-cámaras al sujeto bajo estudio. Realizan un movimiento solidario con el anillo, ya que se encuentran acoplados mecánicamente a él. Permiten acercarnos lo más posible al sujeto mejorando la resolución espacial y/o sensibilidad en función del tipo de colimador utilizado.

- **Etapas de movimiento horizontal motorizada OWIS LTM 8075 HSM**

El prototipo FSPECT dispone de dos plataformas de este tipo empleadas en cada detector. Se trata de una etapa de movimiento lineal (Owis, 2007) que consta básicamente de un tornillo sinfín acoplado sobre un soporte fijo accionado por el movimiento de un motor paso a paso acoplado en uno de los laterales. La relación entre los movimientos de rotación del motor y de traslación del soporte, es de 1mm de desplazamiento lineal por cada revolución del motor. En la Figura 3.10 se muestran las dimensiones físicas del modelo utilizado.

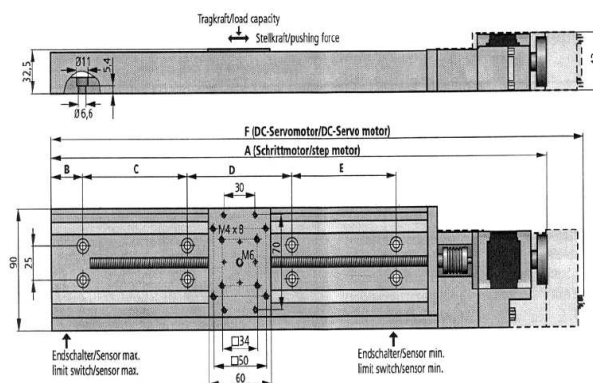


Figura 3.10 Dimensiones físicas de OWIS LTM 8075 HSM (Owis, 2007)

En la Tabla 3.4 se muestra las características de interés de esta etapa:

Característica	Valor
Plataforma	
Compañía	Owis
Modelo	LTM 80-75 HSM
Desviación lateral	8 μm
Desviación vertical	5 μm
Fuerza de empuje	60 N
<i>Pitch</i>	250 μrad
Carga máxima centrada	150 N
Error de posicionamiento	25 μm / 100 μm
Repetibilidad	12 μm

Velocidad máxima sin carga	10 mm / s
Velocidad máxima con carga	9 mm / s
Motor	
Fabricante	Nanotec
Modelo	ST4018L1804
Voltaje y corriente	3.2 V y 1.8 A
Pasos / Revolución	200
Fuerza de torsión	0.5 Nm

Tabla 3.4 Características técnicas de OWIS LTM 8075 HSM (Owis, 2007)

Esta etapa se conecta a la caja de controladoras mediante un conector DB15 (esquema de conexionado en la Figura 3.11). Se disponen de cuatro pines para conectar las fases del motor, otros cuatro pines para conectar las salidas de cuatro sensores Hall distribuidos a lo largo de la plataforma, de los cuales se utilizan tres, dos como finales de carrera (los etiquetados como MINSTOP y MAXSTOP) y un tercero como posición “home” (MINDEC).

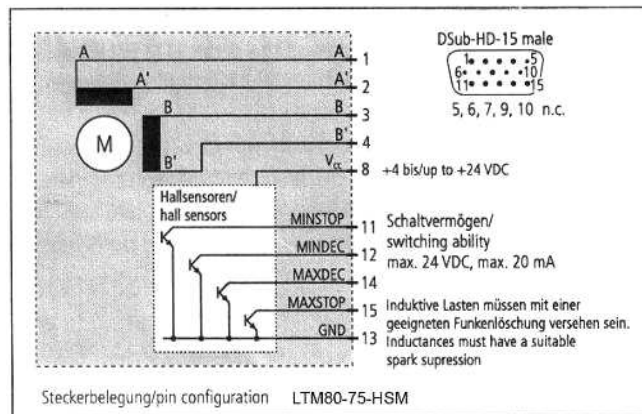


Figura 3.11 Configuración de pines del modelo OWIS LTM 8075 HSM (Owis, 2007)

3.3 Caja de control de motores

La caja de control de motores contiene las tarjetas controladoras, las fuentes de alimentación para el sistema de movimientos y los elementos adicionales para la comunicación con el PC de control y para la recogida de las señales provenientes del sistema de movimientos, tales como señales de fin de carrera, entradas provenientes del *handset* y señales de seguridad como la parada de emergencia del sistema. El cableado y estructura de la caja se describen en profundidad en (Córcoles, 2007).

La caja de control contiene cuatro tarjetas controladoras de movimiento ISCM4805-DIN (Technosoft Motion S.A., Bevaix, Suiza) cada una de las cuales controla uno de los ejes de movimiento previamente descritos.

La Figura 3.12 muestra una vista interior de la caja controladora de motores donde se muestran las tarjetas controladoras, componentes principales de la caja de control de motores, así como las fuentes de alimentación. En las siguientes secciones se describen detalladamente las características de las tarjetas controladoras y de los interfaces disponibles para la conexión de los distintos sistemas de movimiento y señales de control.

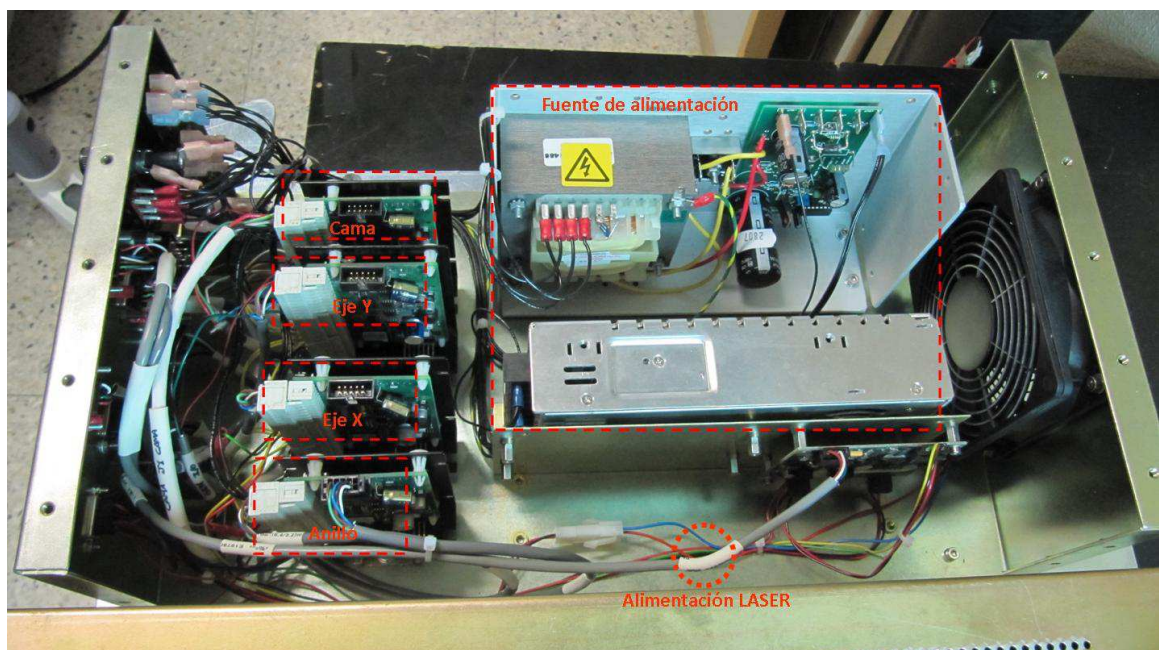


Figura 3.12 Vista interior de la caja de motores. Podemos observar a la izquierda las 4 tarjetas controladoras ISCM4805-DIN, que controlan los movimientos de cada uno de los ejes motorizados

3.3.1 Controladora de motores ISCM4805-DIN

Como ha sido comentado anteriormente, las tarjetas controladoras de motores son los elementos más importantes de la caja de control de motores. El modelo incluido en el presente diseño es una controladora digital de servo control (Technosoft, 2006) basada en procesadores digital de señal (DSPs). Cada controladora está preparada para manejar un eje de movimiento y diseñada para operar como periférico manejada a través de un ordenador o como controlador independiente. En este último caso, la tarjeta almacena un conjunto de parámetros de configuración junto con las secuencia de comandos a ejecutar en función del estado de las señales de control (señales de fin de carrera, parada de emergencia o entradas de propósito general configuradas según las necesidades del usuario).

En la Figura 3.13 se muestra un esquema de la controladora, en el que aparecen señalados sus conectores, *jumpers* de configuración, puntos de soldadura y otros elementos (Technosoft, 2006).

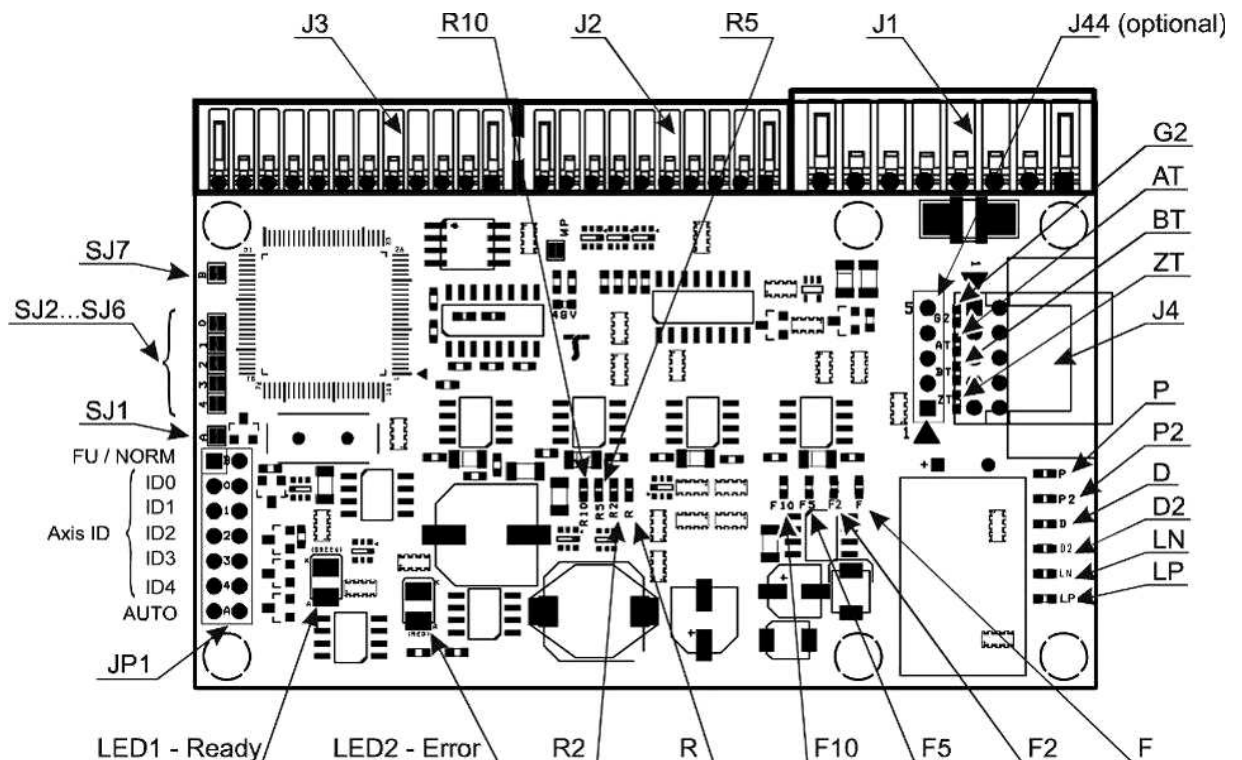


Figura 3.13 Dibujo esquemático de la controladora ISCM4805-DIN (Technosoft, 2006)

Las controladoras utilizan dos entradas de alimentación: Por un lado una fuente de 24 V para alimentar la parte de lógica digital, y por otro lado una alimentación cuyo valor se encuentra dentro del rango de 12 a 48 V para alimentar la electrónica de potencia que actúa sobre los motores. En nuestro caso, teniendo en cuenta los requisitos del sistema en términos de velocidad y par, se decidió utilizar una fuente de 36V para la alimentación de la etapa de potencia.

Una de las tarjetas controladoras, a la que denominaremos *HOST*, establece el vínculo de comunicación con el ordenador de control mediante el protocolo serie RS-232. El resto de controladoras son incluidas en un bus CAN recibiendo cada una de ellas una identificación única (*Axis ID*), que es seleccionada mediante *jumpers*. La tarjeta *HOST* actúa como maestro, redistribuyendo los mensajes dirigidos al resto de controladoras a través del bus CAN. Gracias a este sistema se evita tener un enlace de comunicación entre el ordenador y cada una de las controladoras.

En nuestro prototipo FSPECT se dispone de cuatro controladoras para mover los cuatro motores que componen el sistema de movimientos. El esquema de conexionado de las cuatro controladoras conectadas mediante un bus CAN (Córcoles, 2007) se muestra en la Figura 3.14.

- La controladora con *Axis ID 1* es la controladora *HOST* del sistema y, por tanto, está conectada vía RS-232 al ordenador de control. Además de actuar como maestro del bus, ejecuta los movimientos de la cama y recibe las señales de control de la misma provenientes de los sensores de final de carril de la plataforma de la cama y del sensor de *home* de la misma. Parte de las entradas de propósito general han sido aprovechadas para conectar las señales provenientes del *handset*. De esta forma, la controladora se encarga de determinar si el usuario activa o no el *handset* para mover la cama o encender el Láser.
- La controladora con *Axis ID 2* gobierna el eje del anillo, activando su movimiento y recibiendo las señales de control provenientes del mismo.
- Las tarjetas con *Axis ID 3* y *4*, controlan los movimientos de las plataformas de marca OWIS. Se han conectado los sensores de *hall* de final de carrera y *home* para gestionar los movimientos de las mismas.

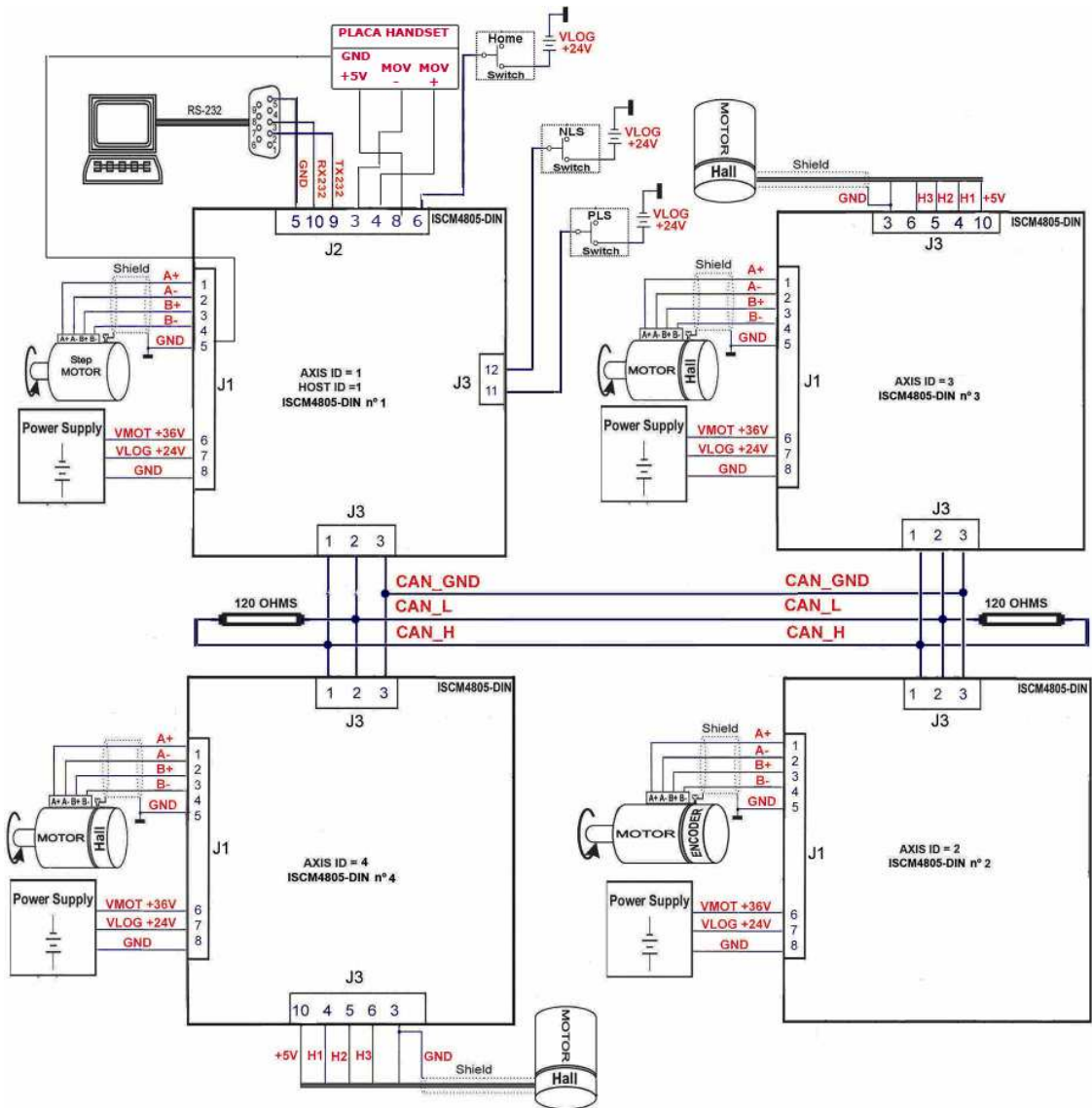


Figura 3.14 Esquema del conexionado de las controladoras de los motores (Villena, 2008)

3.3.2 Conexiones de la caja de control de motores

La Figura 3.15 muestra una vista frontal de la caja de motores donde es posible observar los diferentes conectores que actúan de interfaz de la caja de motores con el exterior. Dichos conectores son los siguientes:

1. Movimiento y control del anillo: Recibe el conector de 25 pines de salida del "Newport" y se conectan las fases del motor paso a paso.
2. Motor de la cama: Conector DB-9 que contiene las fases del motor paso a paso de la cama.

3.3 Caja de control de motores

3. SW cama/anillo: Conector DB-9 que contiene las señales de fin de carrera y la señal *home* de la cama.

4. Eje X e Y (detectores): Conector DB-9 que contiene las fases del motor paso a paso del eje de movimiento del cada detector. También se conectan las tres señales de los sensores *hall* empleadas como límites de movimiento y *home*.

5. Puerto de comunicación RS-232: Conector DB-9 que actúa como interfaz de comunicación entre el ordenador de control y la controladora de motores.

6. Handset: Conector RJ-45 para la entrada de las señales del *handset* hacia la controladora.

7. Alimentación: Se encarga de proveer alimentación eléctrica de la red a las fuentes de alimentación de lógica y potencia.

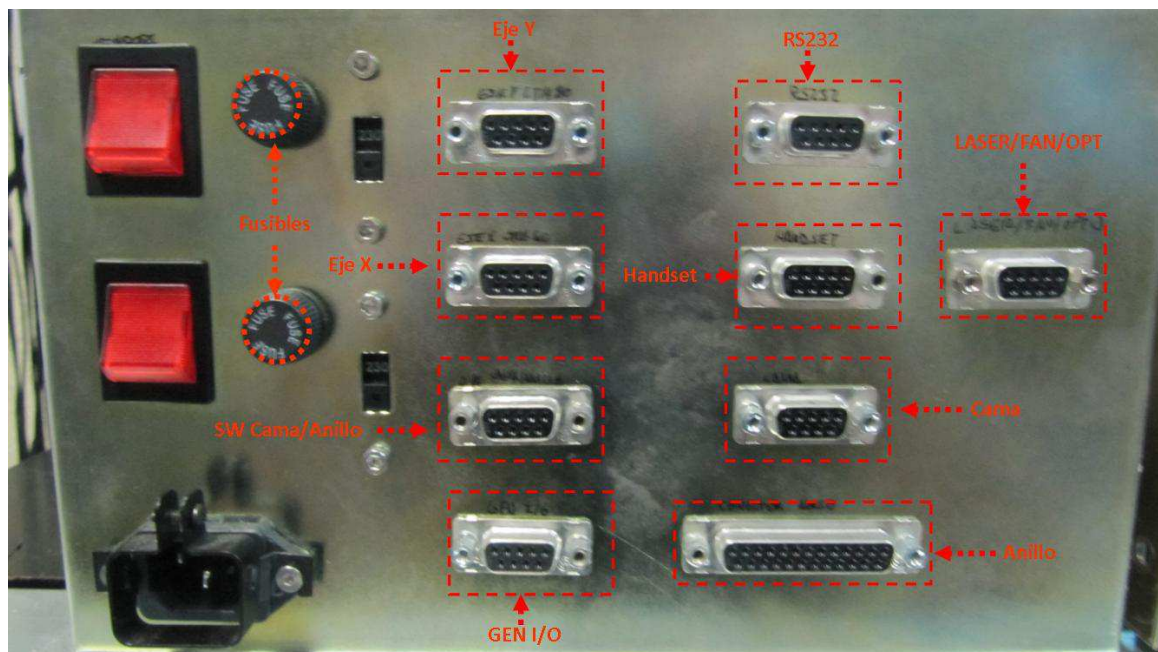


Figura 3.15 Vista frontal de caja de controladora de motores

3.4 Equipo informático de control

En este equipo se realizan las tareas de control de adquisición de datos y se aloja el software de adquisición y control. Se encuentra en el interior del propio tomógrafo (Figura 3.1), y en este caso es un servidor DELL modelo PowerEdge R210 con las siguientes características:

- CPU: Intel Core i3 3.08GHz.
- 4 GB de memoria RAM.
- Sistema Operativo Linux: *kernel 2.6.32-28-generic*. Distribución Ubuntu 10.04 (*lucid*).

El equipo elegido cumple los requisitos de memoria y velocidad necesarios para que no se limite la adquisición de datos y el control de forma simultánea.

El interés por utilizar este sistema operativo es para asegurar la compatibilidad del prototipo FSPECT con otros aparatos (como por ejemplo, un CT de rayos X) desarrollados previamente en el Laboratorio.

3.5 Elemento detector

El sistema de detección se ha diseñado en el Laboratorio de Imagen Médica de la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental del Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Cada uno de los detectores es una gamma-cámara autónoma integrada con la electrónica necesaria para el acondicionamiento de sus señales de salida en un encapsulado portátil y compacto. El sistema contiene además de la gamma-cámara, un módulo de alimentación y 5 salidas de las cuales, 4 de ellas son corresponden a las posiciones definidas como X^- , X^+ , Y^- y Y^+ y la quinta a la señal de disparo o *trigger* que proporciona información sobre cuando se ha detectado un evento y la energía del mismo.

En la sección 3.6.2 se estudia el proceso que identifica la validez de un evento detectado en función de la señal de *trigger* tras procesarla en su tarjeta. En caso positivo se digitalizan en la placa conversora ADC las cuatro señales X^- , X^+ , Y^- y Y^+ que indican en qué lugar se ha recibido un rayo gamma. En caso negativo el evento se descarta.

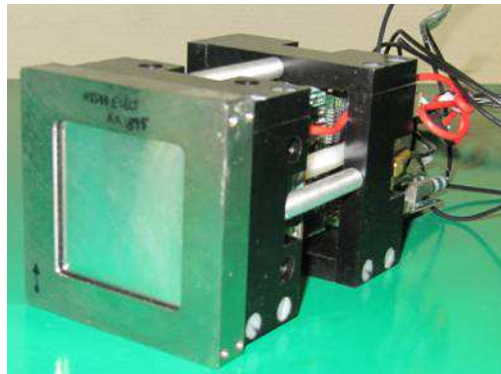


Figura 3.16 Gamma-cámara utilizada en el prototipo FSPECT

3.5.1 Componentes del sistema detector

El detector está compuesto por una matriz de cristales de CsI(Na) (yoduro de cesio dopado con sodio) acoplados a un tubo fotomultiplicador sensible a posición, modelo H8500 de Hamamatsu Photonics, y la electrónica necesaria para obtener las 5 salidas descritas anteriormente. La dimensión de la matriz de cristales es de 30x30, donde cada cristal mide 1.4x1.4x8mm. El peso aproximado del detector es de 2 Kg.

3.5.1.1 Colimador

La capacidad de distinguir diferentes puntos del espacio, comúnmente denominada resolución espacial, se define para la técnica SPECT en una componente característica a la resolución intrínseca del detector (R_i) y otra componente (R_g) procedente del colimador utilizado (Cherry, 2003). Asumiendo que ambas contribuciones son de tipo Gaussiano la resolución espacial de un detector de este tipo (R_{sys}) se puede aproximar mediante la Expresión 3.1:

$$R_{sys} = \sqrt{R_i^2 + R_g^2} \quad (3.1)$$

En nuestro prototipo FSPECT utilizaremos 2 tipos de colimadores: paralelos y *pinhole*. La geometría de cada uno de ellos se muestra en la Figura 3.17:

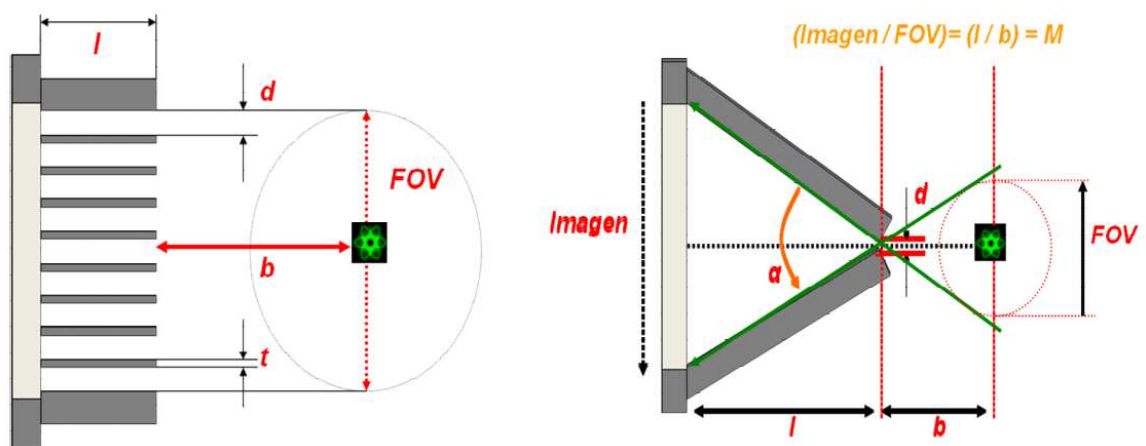


Figura 3.17 Parámetros geométricos característicos de los colimadores empleados en el prototipo FSPECT. Izquierda: colimador paralelo. Derecha: Colimador de tipo *pinhole* (Lage Negro, 2010)

Para colimadores de agujeros paralelos, la componente de resolución espacial debida al colimador se puede obtener mediante la Expresión 3.2:

$$R_g \approx d + b \left(\frac{d}{l} \right) \quad (3.2)$$

Donde d es el diámetro de los agujeros, b es la distancia entre la fuente y la superficie del colimador y l es la longitud de los agujeros del mismo (Figura 3.17-izquierda). Como puede derivarse de la Expresión 3.2, la resolución espacial alcanzable mediante esta configuración mejora al disminuir la distancia fuente-colimador, al reducir el tamaño de los agujeros del colimador, o al aumentar la longitud de los mismos. Por otra parte, aunque no existe una expresión analítica para el cálculo de la

sensibilidad absoluta de los detectores, la tendencia de la misma puede determinarse teniendo en cuenta que su mayor componente de influencia viene debido por el colimador empleado (Lage Negro, 2010). Con este objetivo se define, atendiendo a parámetros geométricos, la eficiencia geométrica del colimador (g), que en el caso de colimadores agujeros paralelos, se aproxima según:

$$g \approx \left(\frac{d}{l}\right)^2 \left(\frac{d^2}{d+t}\right)^2 \quad (3.3)$$

Donde t representa el espesor de la pared entre los agujeros del colimador, conocido como grosos septal (Figura 3.17-izquierda). En nuestro prototipo, el colimador tiene unas aperturas hexagonales de 1.2 mm, una longitud de 24.2 mm y grosor septal de 0.2mm. El radio de rotación del aparato con colimadores paralelos es configurable entre 45,35 o 25 mm (Olmo, 2011) (parámetro b en la expresión 3.16-izquierda). Por ejemplo la resolución impuesta por el colimador a 45 mm será:

$$Rg \approx 1.2mm + 45mm \times \left(\frac{1.2mm}{24.2mm}\right) \approx 3.43mm \quad (3.4)$$

Además de este tipo colimadores hemos optado por la utilización de colimadores de tipo *pinhole*. El uso de estos colimadores son la mejor solución para obtener imágenes de elevada resolución espacial mediante la técnica SPECT (Lage Negro, 2010), siendo ampliamente utilizados en imagen de pequeños animales. Como se explicó en el capítulo 2, un colimador de tipo *pinhole* consiste normalmente en un simple agujero realizado en una pieza con forma de diábolo en el punto de corte del vértice de los dos conos. Estas piezas se realizan con materiales de elevado número atómico como plomo, oro o tungsteno para reducir al máximo posible la penetración de radiación por los bordes del agujero.

Utilizando un colimador de este tipo, la componente de la resolución espacial debida al colimador se puede calcular como:

$$Rg \approx \frac{d(b+l)}{l} \quad (3.5)$$

Como en el caso anterior, b es la distancia entre la fuente y la apertura del colimador, l es la distancia entre el *pinhole* y el centellador en los colimadores empleados en el prototipo son 55mm, y d es el diámetro de la apertura del mismo, en nuestro caso 1.0mm (Figura 3.17). En nuestros estudios b dependerá del tipo de animal utilizado, que oscila entre 25mm y 45 mm (Olmo, 2011), por lo tanto la resolución espacial de nuestro colimador *pinhole* estará comprendida entre:

$$\text{Para un ROR de 25mm: } Rg \approx \frac{d(b+l)}{l} = \frac{1.0mm \times (25mm + 55mm)}{55mm} = 1.45mm$$

$$\text{Para un ROR de 45mm: } Rg \approx \frac{d(b+l)}{l} = \frac{1.0\text{mm} \times (45\text{mm} + 55\text{mm})}{55\text{mm}} = 1.81\text{mm}$$

Como es esperado, observamos que con los colimadores *pinhole* tenemos mayor capacidad de distinguir elementos pequeños en la imagen.

En los colimadores *pinhole*, el diámetro efectivo de la apertura es función de la energía de la fuente y del número atómico del material utilizado para la implementación de la pieza. Para un mismo material base, el diámetro efectivo aumentará al aumentar la energía de la radiación y por tanto Rg empeorará. La característica más significativa de este tipo de colimadores es que debido al efecto geométrico de magnificación ($M=l/b$) (Figura 3.17-derecha), es posible aumentar la resolución espacial intrínseca del detector. La resolución espacial de un detector con colimador *pinhole* atendiendo a las componentes mostradas en la Expresión 3.2 se puede aproximar por la Expresión 3.6:

$$R_{sys} \approx \sqrt{\left(\frac{d(b+l)}{l}\right)^2 + \left(R_i \times \left(\frac{b}{l}\right)^2\right)} \quad (3.6)$$

La sensibilidad de este tipo de colimadores es proporcional al factor $(1/b^2)$. Como en el caso anterior, y atendiendo a parámetros geométricos del colimador, se puede determinar el valor aproximado de la eficiencia geométrica de este tipo de colimadores de forma analítica utilizando la Expresión 3.7:

$$g \approx \frac{d^2 \cos^3 \theta}{16b^2} \quad (3.7)$$

En este caso, ϑ es el ángulo de incidencia de los rayos gamma con respecto al eje central del colimador *pinhole*. Con esta geometría, y según se indica en las Expresiones 3.6 y 3.7, cuanto más cerca está el objeto de la apertura del *pinhole*, mejor será la sensibilidad y resolución espacial del detector. No obstante, y debido a la geometría intrínseca de este tipo de colimadores, la disminución de esta distancia hará disminuir proporcionalmente el tamaño del campo de visión. Debido a esto, es común la utilización de colimadores *pinhole* con detectores de elevada área activa (lo que permite aplicar un elevado factor de magnificación) o con detectores de elevada resolución intrínseca. El objetivo en ambos casos es mantener en límites razonables el tamaño del campo de visión, la resolución espacial y la sensibilidad del conjunto. Mediante la aplicación de colimadores de tipo *pinhole* a sistemas para animales, es posible obtener resoluciones del orden de unos cientos de micras. Para compensar la drástica caída de sensibilidad de esta aproximación al aumentar la distancia foco-objeto y reducir las limitaciones relacionadas con el tamaño del campo de visión inherentes a la técnica, la tendencia actual en los escáneres para animales consiste en añadir más agujeros al colimador (*multipinhole*) y realizar estrategias de adquisición no estándar para compensar el reducido tamaño del campo de visión. En nuestro caso, descartamos los colimadores *multipinhole* por su elevado coste y su complejidad en la implementación física (Lage Negro, 2010).

Por tanto, en nuestro prototipo FSPECT los colimadores paralelos serán empleados con mayor frecuencia en estudios con ratas, ya que su tamaño es mayor y no necesitamos tanta resolución, y para estudios con ratones se utilizarán habitualmente colimadores *pinhole*.

3.5.1.2 Tubo fotomultiplicador

El tubo fotomultiplicador utilizado es el H8500 de Hamamatsu. Se trata de un tubo sensible a posición, que utiliza una estructura de dínodos de tipo “*metal channel dynode*” (Hamamatsu, 2006), proporcionando un amplio rango dinámico, una elevada ganancia y una alta resolución espacial.

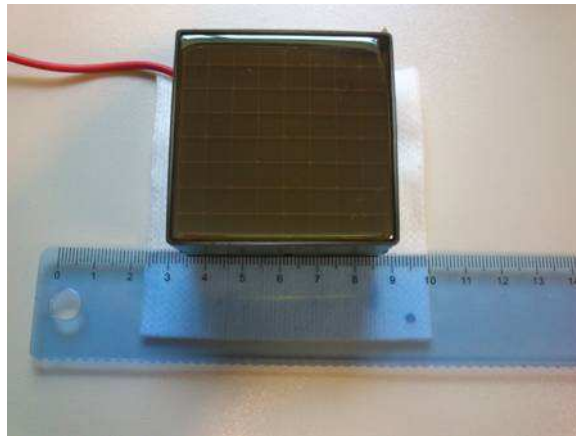


Figura 3.18 Imagen del tubo fotomultiplicador H8500 de Hamamatsu

Comparada con otro tipo de estructuras de dínodos, ésta posee un nivel de ruido entre canales o *crosstalk* muy bajo cuando se produce la multiplicación secundaria de electrones. Esto se debe a que los fotoelectrones emitidos por el fotocátodo van dirigidos por la malla hacia el primer dínodo y fluyen hasta que llegan al ánodo habiendo sido multiplicados con una mínima difusión espacial (ver Figura 3.19).

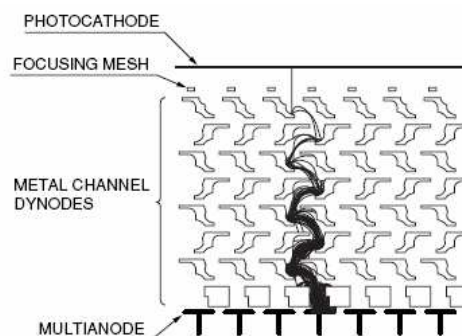


Figura 3.19 Estructura de los dínodos utilizada y posibles trayectorias de los electrones (Hamamatsu, 2006)

Este fotomultiplicador contiene un multiánodo de tipo matricial, que presenta una excelente inmunidad a los campos magnéticos. Esto se debe a que todos los componentes, a excepción del fotocátodo, se encuentran encerrados en una cápsula metálica, y a que la distancia entre dínodos es muy corta.

En la Tabla 3.5 se enumeran las características principales del tubo fotomultiplicador utilizado.

Parámetro		Valor	Unidad
Respuesta espectral		300 a 650	nm
Longitud de onda pico		420	nm
Material del fotocátodo		Bialkali	-
Número de ánodos		64 (matriz de 8 x 8)	-
Área efectiva		49x49	mm
Tamaño de píxel		5.8x5.8	mm
Peso		140	g
Temperatura de funcionamiento		0 a 50	°C
Características a 25 °C			
Cátodo	Sensibilidad lumínica	60	μA/Lm
	Índice de Sensibilidad azul	9.5	-
	Eficiencia cuántica a 420nm	24	%
Ánodo	Sensibilidad lumínica	90	A/Lm
Ganancia		1.5×10^6	-
Corriente de oscuridad del ánodo por canal		0.1	nA
Corriente de oscuridad del ánodo total		6	nA
Uniformidad		1:2	-
Diafonía		3	%
Valores máximos absolutos			
Voltaje de alimentación		-1100	V
Corriente media de salida del ánodo		100	μA
Corriente del divisor a -1100 V		180	μA

Tabla 3.5 Especificaciones del tubo H8500 (Hamamatsu, 2006)

3.5.1.3 Electrónica de posicionamiento

El tubo fotomultiplicador H8500 de Hamamatsu es sensible a posición. Consta de 64 salidas cuya magnitud indica en qué lugar de su superficie se ha recibido un evento. Debido a que esta cantidad de señales aumentaría la complejidad de la digitalización de los datos, se ha diseñado una etapa electrónica de suma y posicionamiento para reducir los 64 canales a 4 canales de salida X^- , X^+ , Y^- y Y^+ sin afectar a la resolución y sensibilidad final del sistema. Otra función de la electrónica de posicionamiento es suministrar alimentación al fotomultiplicador, y proporcionar la salida de disparo del detector como se observa en la Figura 3.20.

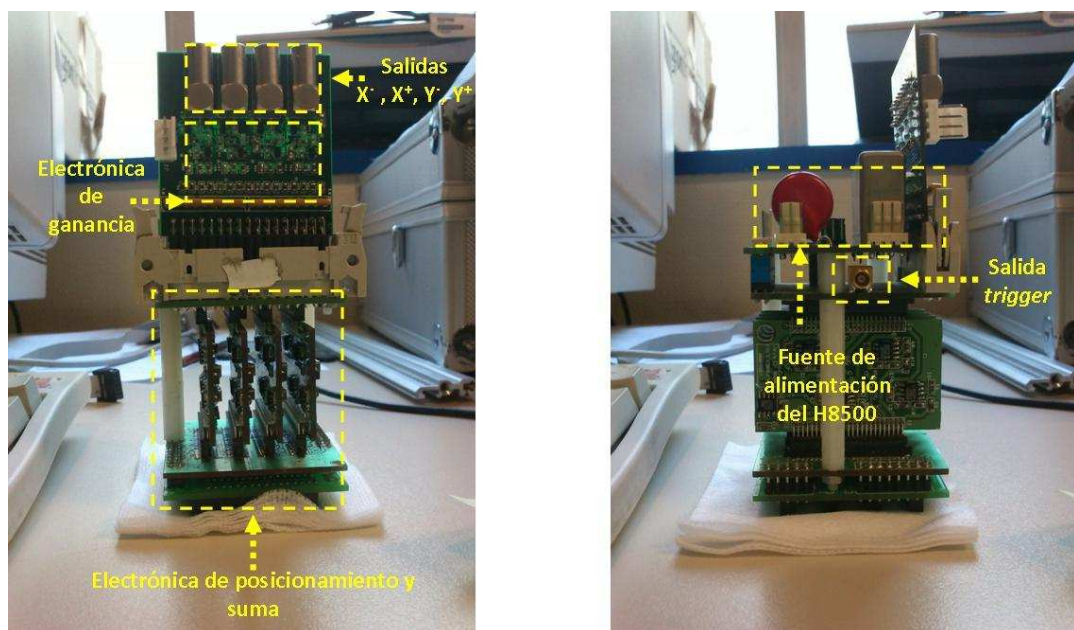


Figura 3.20 Electrónica de posicionamiento y suma empleada en el FSPECT

Para controlar la alimentación suministrada al fotomultiplicador y no sobrepasar el valor máximo (ver Tabla 3.5), se ha colocado un potenciómetro para regular la tensión recibida por el tubo H8500. Para ajustar la alimentación hay que situar una de las sondas del dispositivo, en una pata del diodo varactor (elemento de color rojo), y la otra sonda ponerla a tierra. Para seleccionar la tensión es necesario ajustar el potenciómetro con un destornillador. Los elementos citados anteriormente y sus conexiones se indican en la Figura 3.21.

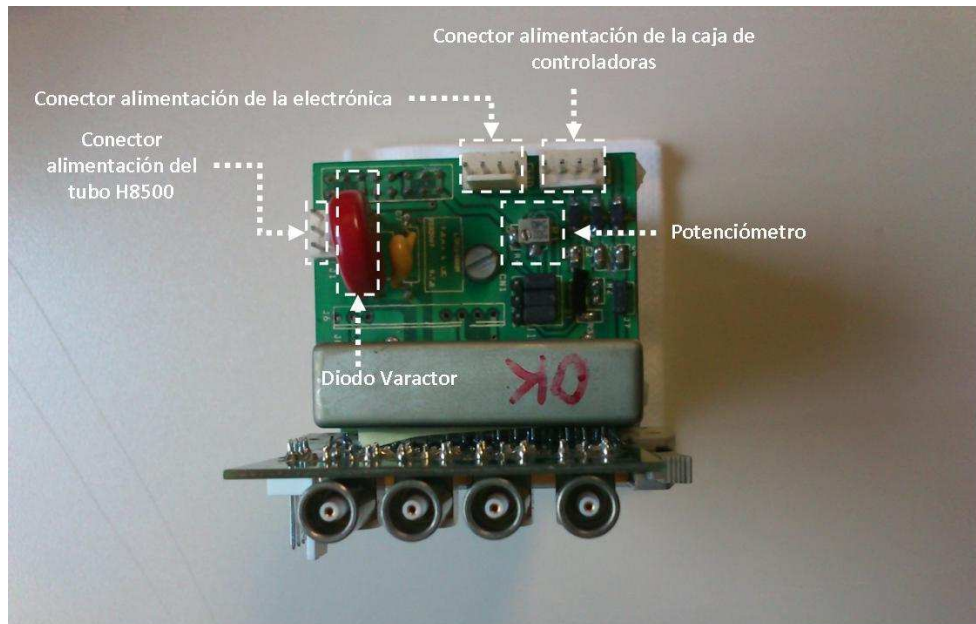


Figura 3.21 Vista superior de la electrónica de posicionamiento

3.5.2 Electrónica e interfaz de adquisición de datos

El sistema de adquisición de datos del FSPECT está preparado para trabajar simultáneamente con dos gamma-cámaras sensibles a posición, con un máximo de cuatro señales de posición por cada detector y una señal adicional de energía. Esta última se emplea para obtener información de la profundidad de interacción de los fotones en el cristal cuando se usan detectores tipo *phoswich*. Esto último es una funcionalidad utilizada para la modalidad de imagen médica PET, por lo que no se ha utilizado en este proyecto (Lage, 2011).

Aunque el sistema se ha diseñado específicamente para trabajar en una máquina SPECT, es posible utilizarlo también en sistemas PET, porque aunque no se hace ninguna coincidencia en el sistema de disparo, imprescindible en este tipo de técnicas, cada detector cuenta con un módulo TDC (Time to Digital Converter) capaz de proporcionar resolución temporal de 80 ps.

Para la implementación del sistema se ha utilizado el formato CAMAC para mantener compatibilidad electromagnética con los sistemas previos desarrollados en el LIM que ya han recibido correspondientes marcados internacionales. Este sistema concreto consta de:

1. Chasis CAMAC de SEDECAL: en él se introducen las tarjetas que componen el núcleo del sistema de adquisición de datos y que se describen a continuación.

2. Tarjeta Trigger: Esta tarjeta se encarga de detectar eventos válidos y comandar la tarjeta ADC/TDC del sistema para que digitalice las señales asociadas al evento. A su vez proporciona 8 entradas/salidas de propósito general, conexión para dispositivos I²C y SPI, y una interfaz software para su gestión. Adicionalmente cuenta con un interfaz USB 2.0 con el que es posible gestionar su configuración y programar la FPGA presente en la misma para la implementación de diferentes políticas de disparo. Aunque no se ha implementado en las versiones actuales, la tarjeta cuenta a su vez con 8 entradas de conteo de propósito general, que se pueden usar como entradas de cuenta y ser leídas en un PC mediante el USB o para sacar señales internas de la FPGA.

3. Tarjetas ADC/TDC: Estas tarjetas contienen 12 canales de conversión AD (resolución 12-bit) agrupados en 2 grupos de 6 canales. Cada detector tiene asociados 6 de estos canales de los cuales 4 son para señales de posición, 1 permite diferenciar profundidad de interacción en detectores de tipo *phoswich* y otro, en el que se ha implementado un TDC, permite obtener una marca temporal fina con resolución de 80 ps. Cada uno de estos grupos de 6 canales tiene una salida *Ethernet* (10-100Mbps) asociada por la cual se vuelcan los valores digitalizados en sus canales asociados junto con información adicional consistente en una marca de tiempo gruesa obtenida a partir de un reloj de 12.5 MHz. Estas tarjetas son análogas a las incluidas en sistema 'Argus' de SEDECAL (equipo PET-CT realizado en colaboración con SEDECAL):

4. Switch Ethernet: Para el multiplexado de las dos salidas *Ethernet* de la placa ADC/TDC. Los datos recibidos de esta placa se envían a un PC de adquisición a través de una conexión *Ethernet* a 1 Gbps.

5. PC de adquisición: Para la máquina inicial se ha elegido servidores DELL modelo PowerEdge R210. En esta máquina se reciben los datos digitalizados y se implementa el software de adquisición que se encarga de procesarlos online.

En la Figura 3.22 se muestran un diagrama de bloques del sistema en el que se identifican los elementos mencionados. En los apartados subsecuentes se detalla la funcionalidad y el modo de configuración de los elementos más importantes del sistema.

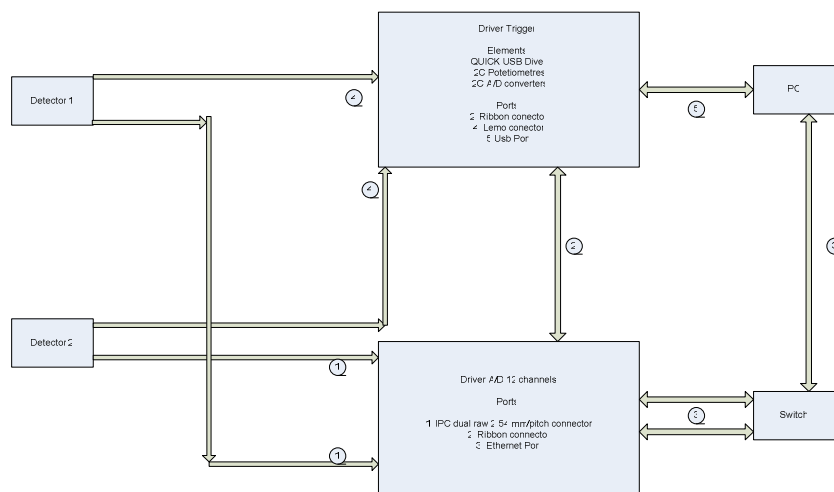


Figura 3.22 Diagrama de bloques del sistema de adquisición del FSPECT (Lage, 2011)

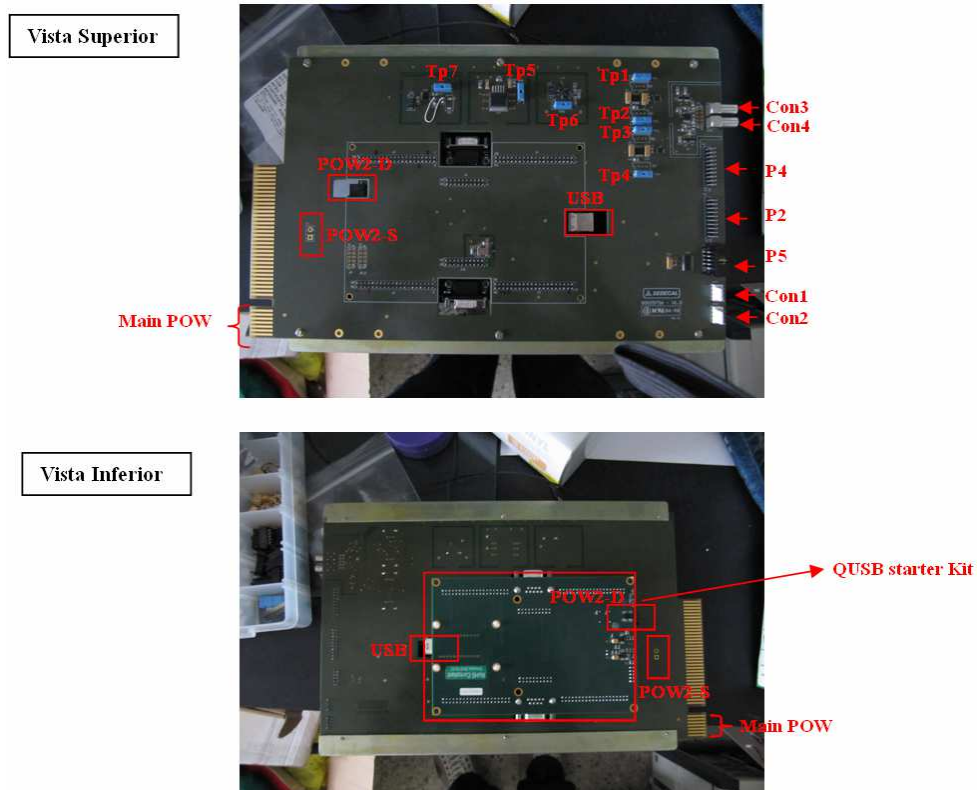
3.5.2.1 Tarjeta *Trigger*

Figura 3.23 Tarjeta *Trigger*. Vista superior e inferior mostrando los elementos de la misma. En ambas vistas hay elementos repetidos. El significado de las siglas incluidas en la imagen se explica en los apartados subsiguientes y en la tabla 3.6 (Lage, 2011)

La placa de *trigger* dispone de un conjunto de conectores de entrada y salida y puntos de test que permiten determinar el correcto funcionamiento de la misma y su utilización.

Los elementos presentes en la tarjeta se muestran en la Figura 3.23 y su funcionalidad se comenta a continuación (Tabla 3.6):

Elemento	Descripción/Comentarios
QUSB-Starter Kit	Kit de desarrollo del QUSB. Este kit contiene un QUSB en comunicación con una FPGA cyclone II de la empresa Altera. En esa FPGA se ha implementado el core funcional de esa placa. Dependiendo del <i>firmware</i> que se cargue en la FPGA el sistema funcionara en modo calibración (archivo offsets.rbf para calibración de pedestales y archivo timeshift.rbf para calibración de los TDC y medida de su resolución temporal) o en modo adquisición (SPECT_mode.rbf). Toda la documentación asociada con este Kit de desarrollo, puede encontrarse en documentación adicional puede obtenerse en (QUICKUSB, 2012).
Main Pow	Conector de alimentación principal de la placa. Esta placa recibe del CAMAC alimentación de +/- 6 Voltios. Internamente la placa genera las tensiones necesarias para el conjunto de elementos presentes en la misma.
Pow2-S	Conector de alimentación adicional para el QUSB. El QUSB starter Kit recibe su alimentación desde el USB, pero esta limitada a 5V y 400 mA. En caso de que la QUSB starter KIT necesite más potencia, es necesario soldar un cable a estos agujeros de la placa y conectarlo mediante un conector adecuado a la entrada de alimentación del QUSB starter KIT (Pow2-D). En la presente versión no es necesaria esa alimentación adicional pero puede serlo si se añade más funcionalidad dentro de la FPGA en futuras versiones.
USB	Conector USB 2.0 del QUSB. Este nos permite comunicación entre el starter Kit y el PC de adquisición
Pow2-D	Conector de potencia adicional para el QUSB starter KIT
CON1	Conector de extensión del BUS I2C. Permite extender el bus I ² C a otras placas o dispositivos
CON2	Conector de extensión del BUS I2C adicional. Permite extender aún más el bus I ² C a otras placas o dispositivos.
CON3	Señal de disparo asociada al Detector 1 que se conecte al sistema. Polaridad negativa
CON4	Señal de disparo asociada al Detector 2 que se conecte al sistema. Polaridad negativa
P2	Conector con 8 entradas/salidas de propósito general (se controlan mediante el micro-procesador del QUSB). Para configurarlas como entrada o salida hay que hacerlo mediante el interfaz software del QUSB o en su caso con el comando implementado a tal efecto en el motor_shell_technosoft (Beekman). Se esperan niveles LVTTTL. El conector es de 16 pines por si se quiere utilizar cable coaxial en las conexiones. Los pines de una columna están a masa. Estas entradas se deben utilizar para los botones de los colimadores y la cama (6 en total que deben configurarse como entrada).
P4	Entradas/salidas de propósito general a la FPGA se pueden usar como entradas de conteo para contadores de propósito general a instanciar en la FPGA o para sacar señales intermedias de la FPGA. No activos en la versión actual del Firmware. Para estas señales se esperan también niveles LVTTTL. Al igual que en otros sistemas previamente desarrollados, cada pulso que se reciba en una de estas entradas aumentará en 1 el valor del contador asociado a esa entrada (en caso de instanciarlos). Los contadores podrán ser leídos en cualquier momento vía USB desde el software complementario al sistema.
P5	Salidas de control. Se trata de un conector IDC de 5 parejas de pines. La primera pareja (empezando por la parte superior) contiene la señal asociada al TDC del detector 2, la siguiente pareja la señal de GATE asociada al detector 2. La tercera pareja de pines contiene un reloj de 12.5 MHz que se usa como referencia del TDC y para el envío de datos por Ethernet. La 4 pareja contiene la señal de GATE asociada al Detector 1 y la última pareja la señal asociada al TDC del detector 1. Todas estas señales van en formato LVDS.
Tp1	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al LLD del WMLED (Lage, 2010) del detector 1. Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C usando un comando de motor_shell_technosoft.
Tp2	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al HLD del WMLED(Lage, 2010) del detector 1. Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C usando un comando de motor_shell_technosoft.
Tp3	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al LLD del WMLED (Lage, 2010) del detector 2. Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C usando un comando de motor_shell_technosoft.
Tp4	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al HLD del WMLED (Lage, 2010) del detector 2. Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C usando un comando de motor_shell_technosoft.
Tp5	Punto de test para comprobar que el regulador de 5 V esta dando 5V a su salida.
Tp6	Punto de test para comprobar que el regulador de 0.8 V esta dando 0.8 V a su salida.
Tp7	Punto de test para comprobar que el regulador de 3.3 V está dando 3.3 V a su salida.

Tabla 3.6.- Puntos de interés de la tarjeta Trigger (Lage, 2011).

3.5.2.2 Tarjeta ADC/TDC

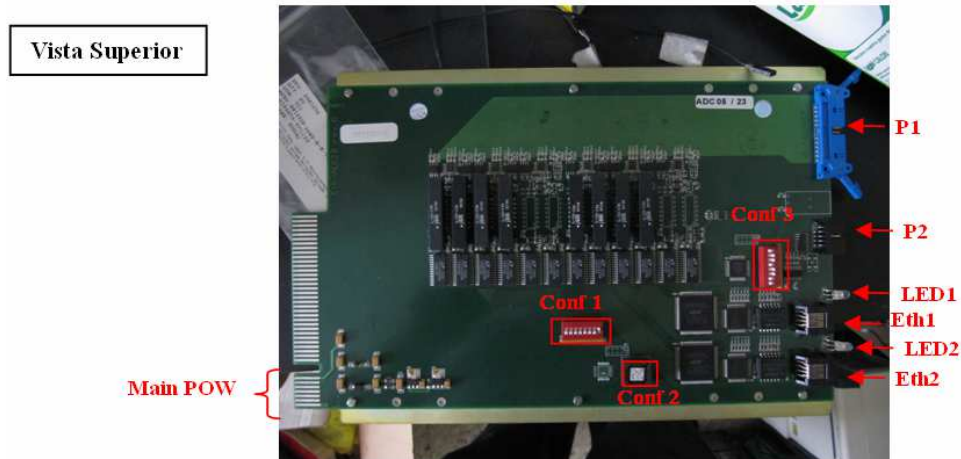


Figura 3.24 Tarjeta ADC/TDC del sistema Argus de SEDECAL. Esta tarjeta cuenta con 12 canales divididos en 2 grupos de 6. Esta diseñada para conectarle 2 detectores con 4 señales de posición (Lage, 2011)

Se trata de la misma tarjeta utilizada en el sistema de adquisición de datos de las máquinas 'Argus' de SEDECAL. A continuación se describirá brevemente su funcionalidad indicando los pasos para configurarla de forma adecuada. Esta tarjeta está preparada para trabajar con 2 detectores. Para cada detector la tarjeta dispone de:

A) 4 Canales de conversión A/D preparados para digitalizar las señales de posición de los detectores.

B) 1 Canal de conversión A/D que se utiliza para determinar información de la posición de interacción de los fotones en la coordenada Z (profundidad de interacción) mediante una técnica conocida como "*Delayed Charge Integration*".

C) 1 canal TDC que proporciona una marca de tiempo fina para los eventos (con aproximadamente 80 ps de resolución).

Los elementos presentes en la tarjeta se muestran en la Figura 3.24 y su funcionalidad se comenta a continuación (Tabla 3.7):

Elemento	Descripción/Comentarios
P1	Conector de las señales de entrada para la conversión analógico /Digital. Se trata de un conector IDC de 26 parejas en el cual 5 de esas parejas son para el detector 1 y otras 5 para el detector 2. De esas 5 señales 4 son señales de posición y 1 de ellas es la señal de energía que se puede obtener como suma de las anteriores. La placa esta preparada para pulsos de entrada de polaridad negativa, el rango dinámico de los ADC es 4.095 V.
P2	Conector de control de la placa. Las señales que salen de P5 (ver Tabla 3.6 y Figura 3.22) se conectan a este conector. Por este conector se mandan las señales de GATE de ambos detectores y las señales del TDC. A su vez también se recibe por este conector la señal de 12.5 Mhz utilizada como referencia del TDC y para la transmisión vía <i>Ethernet</i> .
Eth1	Salida de datos digitalizados del detector 1. Esta salida envía los datos a una dirección MAC predefinida en el <i>firmware</i> de la FPGA.
Eth2	Salida de datos digitalizados del detector 2. Esta salida envía los datos a una dirección MAC predefinida en el <i>firmware</i> de la FPGA.
Led1	LED asociado a Eth1. Si se ha establecido conexión el LED estará en verde. Si se están enviando datos el LED parpadeará en naranja. En caso de existir algún error el LED se pondrá de color ROJO.
Led2	LED asociado a Eth2. Si se ha establecido conexión el LED estará en verde. Si se están enviando datos el LED parpadeará en naranja. En caso de existir algún error el LED se pondrá de color ROJO.
CONF1	Este conjunto de micro-interruptores permite configurar entre otras cosas cabeceras de los datos digitalizados.
CONF2	Zócalo para inserción del chip que lleva grabado el programa de las FPGA. Este chip va asociado a una dirección MAC determinada por lo que para que el sistema funcione es necesario tener este chip, insertarlo y que la dirección MAC de la tarjeta de red que reciba los datos sea la adecuada.
CONF3	Este conjunto de micro-interruptores permite configurar ciertas funcionalidades adicionales de la tarjeta no utilizadas en el prototipo actual
Main Pow	Conector de alimentación principal de la placa. Esta placa recibe del CAMAC alimentación de +/- 6 y -12 Voltios. Internamente la placa genera las tensiones necesarias para el conjunto de elementos presentes en la misma.

Tabla 3.7 Puntos de interés de la tarjeta ADC/TDC (Lage, 2011)

Configuración

Los elementos a configurar en esta placa son únicamente 3:

A) Insertar en CONF2 el chip que contiene el *firmware* de la FPGA (Proporcionado por SEDECAL o por *A&D Precision*).

B) Configurar los micro-interruptores correspondientes a CONF1 con el valor indicado en la Tabla 3.8:

Bit 8	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1
ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON	OFF

Tabla 3.8 Configuración de los micro-interruptores pertenecientes al elemento CONF1

C) Configurar los micro-interruptores correspondientes a CONF3 con el valor indicado en la Tabla 4:

Bit 8	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1
OFF	OFF	ON	ON	OFF	ON	ON	OFF

Tabla 3.9 Configuración de los micro-interruptores pertenecientes al elemento CONF3

3.5.2.3 PC de adquisición

El PC de adquisición es el encargado de albergar el *software* de adquisición del prototipo FSPECT. Como punto de partida, se ha modificado la dirección MAC de uno de los puertos *Ethernet* de este ordenador para recibir los datos de salida del sistema de adquisición, debido a que la tarjeta ADC entrega por defecto los datos a una MAC predeterminada (elemento CONF2 de la Tabla 3.7).

Para realizar el trasvase de información entre la tarjeta *ADC* y el *PC* de adquisición se crea un *socket* por el que circula la información.

Los *sockets* son puntos o mecanismos de comunicación entre procesos que permiten que un proceso se comuniquen (emita o reciba información) con otro, incluso estando estos procesos en distintas máquinas. Esta característica de interconectividad entre máquinas hace que el concepto de *socket* nos sea de gran utilidad.

La comunicación entre procesos a través de *sockets* se basa en la filosofía CLIENTE-SERVIDOR: un proceso en esta comunicación actuará de proceso servidor creando un *socket* cuyo nombre conocerá el proceso cliente, el cual podrá comunicarse con el proceso servidor escribiendo y escuchando en el *socket* adecuado. El proceso crea un *socket* sin nombre cuyo valor de vuelta es un descriptor sobre el que se leerá o escribirá, permitiéndose una comunicación bidireccional.

Todo *socket* viene definido por dos características fundamentales:

- El tipo del *socket*: Indica el tipo de comunicación que puede generarse entre los procesos. En nuestro caso será un *socket* de tipo *datagram*, *sockets* para comunicaciones en **modo no conectado**, con envío de **datagramas** de tamaño **limitado** (tipo telegrama). En dominios Internet como la que nos ocupa el protocolo del nivel de transporte sobre el que se basa es el **UDP**. Hemos elegido este tipo porque en nuestro caso es más importante la velocidad de transmisión de datos que la fiabilidad, debido a que como se mostró en la sección 3.6.2.2 se digitalizan eventos cada 100 ps, adquiriendo un gran número de eventos.

- El dominio del *socket*: Especifica el conjunto de procesos que pueden establecer una comunicación con el mismo. En nuestro caso, Dominio **AF_INET** (*Address Family INET*): debido a que el cliente y el servidor pueden estar en cualquier máquina de la red Internet.

Por último un *socket* por defecto es bloqueante. Esto quiere decir que cuando realizamos una llamada a alguna función relacionada con el mismo que no puede ser completada inmediatamente, nuestro proceso pasa al estado de “dormido” esperando que se satisfaga alguna condición que permita que se complete la llamada anterior.

3.5 Elemento detector

En nuestro caso necesitamos que el *socket* sea no bloqueante, debido que uno de los requisitos del *software* de adquisición es que pueda interactuar con el usuario, por ejemplo si queremos realizar una parada de emergencia del sistema en caso de que exista algún problema mientras estamos adquiriendo el *software* debe ser capaz de recibir dicha señal para detener el sistema.

Para implementar este tipo de *sockets* fue necesario hacer uso de las librerías, `<sys/socket.h>`, `<netinet/in.h>` y `<arpa/inet.h>`, en el *software* de adquisición.

Capítulo 4

Desarrollo de herramientas de para la adquisición de datos del prototipo FSPECT

En este capítulo se describe el software desarrollado en el presente Proyecto de Fin de Carrera. El objetivo principal ha sido desarrollar una aplicación llamada `daq_SPECT`, para el control y manejo de los diferentes elementos del modelo descritos en el capítulo 3. Esta aplicación permite, entre otras cosas, elegir a través de sus argumentos de entrada el tipo de estudio a realizar por el sistema FSPECT y del formato de los datos de salida deseados. A su vez, en este capítulo se describe el trabajo realizado para la implementación del software de pruebas del tomógrafo.

4.1 Descripción del sistema

El sistema se divide en 3 subconjuntos perfectamente integrados en la implementación final.

1. Sistema de coordenadas y referencia: define las bases conceptuales correspondientes a la colocación espacial de los elementos y geometría del tomógrafo. Define los ejes de coordenadas absolutas y los ejes relativos al prototipo *FSPECT*, así como el criterio de signos para el movimiento de los ejes motorizados.
2. Sistema de detección: controla el conjunto de adquisición de datos y su procesado en el PC de control.
3. Sistema mecánico: mediante la implementación de la aplicación en lenguaje C denominada '*motor_shell_technosoft*', se desarrolla y verifica la funcionalidad de los componentes motorizados y los elementos que componen el sistema de detección.

4.2 Sistemas de coordenadas y referencia

El sistema de coordenadas absolutas utilizado en este prototipo se muestra en la Figura 4.1.

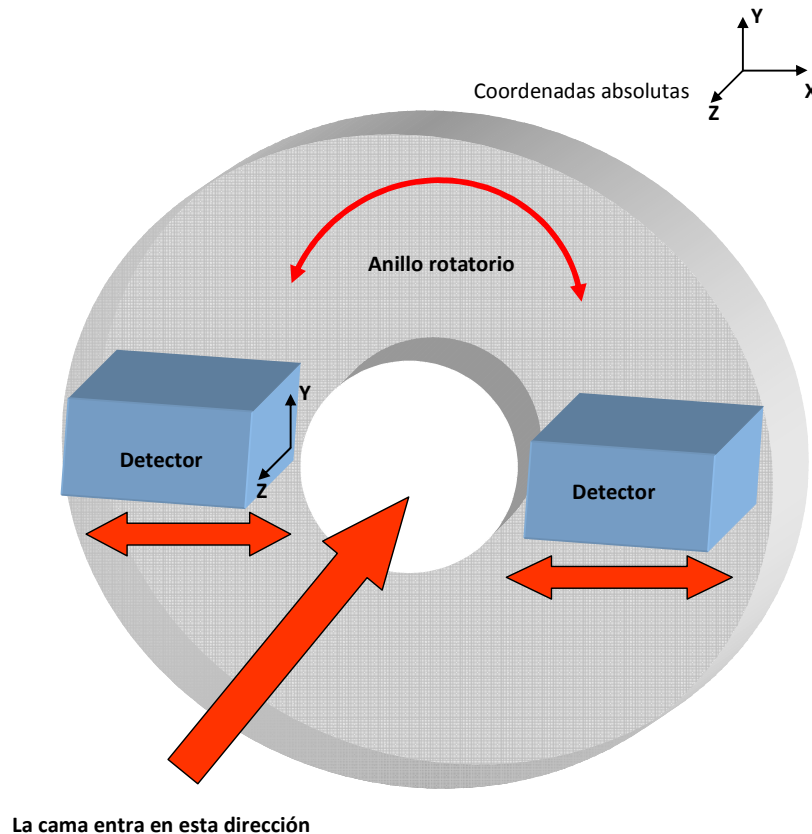


Figura 4.1 Geometría del sistema

El criterio de signos de los ejes movimiento del prototipo FSPECT es el siguiente:

1. Cama: un movimiento negativo implica que la cama entra dentro del anillo acercándose al detector. En cambio, un movimiento positivo hace que la cama salga del anillo alejándose del detector.
2. Anillo: un movimiento negativo implica que el anillo rota en sentido horario. Sin embargo, un movimiento positivo hace que el anillo rote en sentido antihorario.
3. Detector: un movimiento negativo conlleva que el detector se acerca a la cama y por ende al sujeto bajo estudio. En consecuencia, un movimiento positivo aleja el detector de la cama.

4.3 Sistema de detección

La aplicación *motor_shell_techsoft* tiene como finalidad comprobar la funcionalidad de los sistemas de detección y mecánico. La filosofía de desarrollo de este *software*, es tener una herramienta fácilmente escalable que permita manejar de forma autónoma el sistema de movimientos y de adquisición del tomógrafo, implementar nuevas funcionalidades y comprobar las nuevas actualizaciones de *software* y *hardware* incluidas durante el Proyecto de Fin de Carrera.

A continuación se muestran las propiedades de la aplicación *motor_shell_techsoft*.

4.3.1 Motor Shell Technosoft

El programa *motor_shell_techsoft* es un *software* desarrollado en lenguaje C y diseñado para funcionar en un sistema operativo tipo UNIX. Se trata de un shell autónomo, capaz de ejecutar cualquier comando implementado para el Terminal UNIX de la distribución que estemos utilizando (*cd*, *pwd*, *mv*...), o cualquier comando implementado para comunicarse con la tarjeta *trigger* a través de un bus USB, programar la FPGA del mismo, o interactuar con las controladoras de motores ISCM4805- DIN de la empresa Technosoft (Technosoft, 2006). Al ejecutar el programa desde un terminal UNIX (por ejemplo el *bash*), este tomará el control del sistema ofreciéndonos la siguiente salida por pantalla (Figura 4.2).

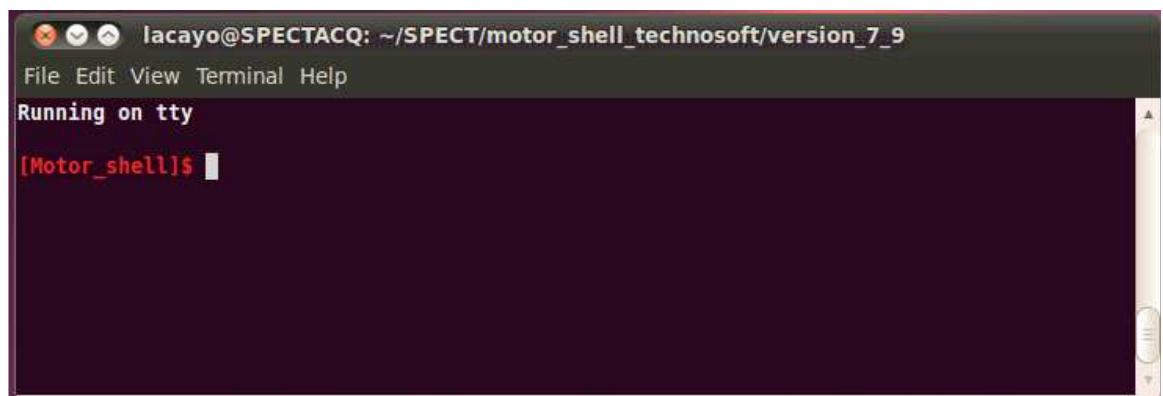


Figura 4.2 Pantalla tras ejecutar el *motor_shell_techsoft*

A partir de este momento se puede ejecutar cualquier comando correspondiente al sistema operativo, al sistema de detección o de la controladora de motores del prototipo *FSPECT*. Además, se han definido algunas de las utilidades habituales del Terminal UNIX, como por ejemplo, los operadores de redirección de entrada / salida, ejecución en modo *background*, auto-completado de comandos de la controladora mediante el tabulador, e histórico de los comandos ejecutados en la sesión actual accesible mediante los cursores arriba/abajo. A continuación se presenta el uso de estas características adicionales.

4.3.1.1 Utilidades básicas

Las utilidades básicas desarrolladas para facilitar la interacción del usuario con el intérprete de comandos son las básicas existentes en todo terminal UNIX:

1. Ejecución background: al añadir como argumento del comando el carácter ‘&’ el terminal se “clonará” no quedando bloqueado hasta que finalice la ejecución de la orden dada. Este operador solo se utiliza con los comandos del sistema operativo.

Ejemplo: [motor_shell] \$ emacs daq_SPECT.c &

2. Redirección de entrada: al introducir el siguiente patrón ‘<’ ‘fuente’ los argumentos del comando serán obtenidos de ‘fuente’. Este comando solo se emplea con los comandos del sistema operativo.

Ejemplo: [motor_shell] \$./programa < parámetros_ejecucion.txt

3. Redirección de salida: al incluir como argumento ‘>’ ‘destino’, la salida del programa será redireccionada al programa o archivo de salida seleccionado en ‘destino’. Este comando solo debe ser utilizado con los comandos del sistema operativo.

Ejemplo: [motor_shell] \$. /programa -t10 > out.txt

4. Flechas arriba / abajo: el terminal recordará los comandos que vayamos escribiendo durante la interacción con el mismo, de tal forma que es posible volver a realizar un comando ya ejecutado sin tener que volver a escribirlo. Esto se puede realizar mediante la pulsación de las flechas arriba/ abajo.
5. Tabulador: el programa tiene reconoce los comandos implementados, por ejemplo, si se escribe la primera o primeras letras de un comando existente y se pulsa el tabulador, el programa completa el comando o muestra las posibilidades existentes. Esta utilidad sólo se utilizan en comandos implementados para la el sistema de detección y la controladora de motores.

4.3.1.2 Comandos implementados en Motor Shell Technosoft

En el apartado actual se presentan los comandos implementados que comprueban la funcionalidad del el sistema adquisición desarrollados en este Proyecto de Fin de Carrera.

- **Comando testQUSB**

Comprueba que las tarjetas del QuickUSB incluido en la placa trigger del sistema de adquisición de datos están correctamente instalados mediante la realización de una prueba de lectura y escritura en sus puertos.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$ testQUSB
```

- **Comando progFPGA**

Programa la FPGA que controla la tarjeta trigger del sistema de adquisición de datos a través del QuickUSB. Para ello se utilizan diferentes programas previamente compilados con formato .rbf (raw binary files). Este comando recibe un solo argumento que indica el programa que se carga en la FPGA.

[Motor_shell]\$ progFPGA [modo de operación]

-Argumento 1: *[modo de operación]* indica el tipo de fichero que se carga en la FPGA, las opciones soportadas son:

- spect: carga el programa indicado en el campo FPGA_SPECT del archivo archives.txt, así se prepara la FPGA para adquirir datos para adquisición.
- offsets: carga el programa indicado en el campo FPGA_offsets del archivo archives.txt, así se configura la FPGA para adquirir datos para realizar la corrección de offsets.
- timeshift: carga el programa indicado en FPGA_timeshifts del archivo archives.txt, así se configura la FPGA para adquirir datos para realizar la corrección de timeshift.

El siguiente ejemplo carga en la FPGA de la placa trigger del sistema de adquisición de datos el archivo correspondiente a la adquisición de datos en modo SPECT.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$ progFPGA spect
```

- **Comando setTH**

Este comando fija vía canales I²C los umbrales de comparación (*LLD* y *HLD*) de la tarjeta *trigger* asociados a cada uno de los detectores del prototipo *FSPECT*.

[Motor_shell]\$ setTH [detector] [potenciómetro] [valor]

-Argumento 1: [detector]: det1 o det2.

-Argumento 2: [potenciómetro]: *LLD* o *HLD*

-Argumento 3: [valor]: umbral entre 37 y 760 mV.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$ setTH det1 lld 243 // fija el umbral LLD del det1 a 243mV
```

- **Comando setTHAll**

Este comando fija vía canales I²C todos los valores de los umbrales de comparación (*LLD* y *HLD*) de la tarjeta *trigger*.

[Motor_shell]\$ setTHAll [valor]

-Argumento 1: [valor]: umbral entre 37 y 760 mV.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$ setTHAll 500 // fija todos los umbrales a 500mV
```

- **Comando getTH**

Este comando obtiene vía I²C los umbrales de comparación (*LLD* y *HLD*) de la tarjeta *trigger* asociados a cada uno de los detectores de un sistema *FSPECT*.

[Motor_shell]\$ getTH [detector] [potenciómetro]

-Argumento 1: [detector] det1 o det2.

-Argumento 2: [potenciómetro] *LLD* o *HLD*.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$ getTH det1 lld // obtiene el umbral LLD del det1
```

- **Comando getTHALL**

Este comando obtiene vía I²C todos los valores de los umbrales de comparación (LLD y HLD) de la tarjeta *trigger*.

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ getTHALL // Obtiene el valor de todos los umbrales de ambos detectores

- **Comando acquire**

Obtiene eventos y los guarda en formato dmp.

[Motor_shell]\$ acquire [modo de operación] [num_packets] [nombre]

-Argumento 1: [modo de operación] indica el tipo de adquisición deseado, opciones soportadas:

- spect: adquiere eventos de datos.
- offsets: adquiere eventos para corregir los *offsets* de la electrónica.
- timeshift: adquiere eventos para corregir *timeshift*, del sistema de adquisición de datos, solo para implementaciones *PET* (*no usado en FSPECT*).

-Argumento 2: [num_packets] número de paquetes que queremos obtener de uno a n.

-Argumento 3: [nombre] nombre del archivo de salida, ver NOTA.

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ acquire SPECT 333 prueba // adquiere 333 paquetes del sistema de adquisición guardándolo en el fichero prueba.dmp

NOTA: caracteres prohibidos para el argumento 3: (blanco) ! \ | " # ~ \$ % & , . : ò « ^ [] < > % / () = ? ø ' °

- **Comando writePORT**

Escribe en la entradas de propósito general de la tarjeta *trigger* del sistema de adquisición de datos.

[Motor_shell]\$ writePORT [puerto] [valor]

-Argumento 1: [puerto] entrada de propósito general donde se escribe: A,B,C,D.

-Argumento 2: [valor] el valor que se va establecer, posibles valores: de 0 a 255.

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ writePORT A 222 // escribe en el puerto A el valor 222.

- **Comando readPORT**

Lectura de la entradas de propósito general de la tarjeta *trigger* del sistema de adquisición de datos.

[Motor_shell]\$ readPORT [puerto]

-Argumento 1: [puerto] entrada de propósito general donde se lee el dato: A,B,C,D.

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ readPORT A // lectura del puerto A.

- **Comando readPORTAll**

Lectura de todas las entradas de propósito general del sistema de adquisición de datos.

[Motor_shell]\$ readPORTAll

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ readPORTAll // lectura de todos los puertos de propósito general.

- **Comando processData**

Este comando obtiene a partir de datos crudos en formato .dmp, imágenes de llenado de campo de cada detector, archivos LIST, histogramas de cada canal e histograma de calibración, según el modo de operación especificado en los argumentos.

Los archivos de salida, se guardan en la carpeta /OUTPUT_ACQUISITION_FILES/Process_Data/(fecha_de_procesado) donde fecha de procesado es la fecha en la que se ejecuta el comando.

[Motor_shell]\$ processData [offsets_file] [data_file] [output_file] [mod_op]

-Argumento 1: [offsets_file] nombre del archivo de offsets donde se leen los datos de offsets, con extensión .dmp

-Argumento 2: [data_file] nombre del archivo de datos donde se leen los datos de la adquisición, con extensión .dmp.

-Argumento 3: [output_file] nombre del archivo donde se guardan las imágenes de llenado de campo con extensión .raw.

-Argumento 4: [mod_op] indica el tipo de adquisición que se va a realizar, opciones soportadas:

- raw: solo imagen de llenado de campo.
- list: solo archivo LIST
- total: genera modos raw+list los histogramas de cada canal y los de de calibración..

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ processData offsets data image raw // lee el archivo offsets.dmp y el archivo data.dmp, para obtener la energía y la posición de cada evento, guardando la imagen de llenado de campo en el archivo image.raw.

[Motor_shell]\$ processData offsets data image list // lee el archivo offsets.dmp y el archivo data.dmp, para obtener la energía y la posición de cada evento, guardando la imagen list con el nombre image.slt.

[Motor_shell]\$ processData offsets data image total // lee el archivo offsets.dmp y el archivo data.dmp, para obtener la energía y la posición de cada evento, guardando la imagen de llenado de campo en el archivo image.raw, image.slt, Xa.raw, Xb.raw, Ya.raw, Yb.raw, En.raw, hist.out

- **Comando acquireRaw**

Este comando realiza una adquisición de eventos y los guarda en el formato deseado según el modo de adquisición que se indique.

Las adquisiciones se guardan en la carpeta: OUTPUT_ACQUISITION_FILES/ACQUISITION_fecha_(fecha) donde (fecha), es la fecha y la hora de la adquisición.

[Motor_shell]\$ acquireRaw [modo_adquisición] [num_packets]

-Argumento 1: [modo_adquisición] indica el tipo de adquisición que se realiza, opciones soportadas:

- raw: para adquirir solo las imágenes de llenado de campo y los espectros de cada canal.
- total: para adquirir los archivos .slt, las imágenes de llenado de campo y los espectros de cada canal.
- calibration: para adquirir los archivos en modo calibración, .raw (solo las imágenes de llenado de campo), .slt y hist.out

-Argumento 2: [num_packets] número de paquetes que se obtienen (1 a n).

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ acquireRaw raw 10000 //Adquiere 10000 paquetes y guarda las imágenes de llenado de campo y los histogramas de cada canal en cada detector.

- **Comando listToRaw**

Este comando obtiene una imagen de llenado de campo de los detectores a partir del fichero list que se le pasa como argumento.

Las imágenes de llenado de campo se guardan en la carpeta OUTPUT_ACQUISITION_FILES

[Motor_shell]\$ listToRaw [namefich]

-Argumento 1: nombre de archivo list (sin la extensión) del que se obtiene las imágenes de llenado de campo. El archivo debe encontrarse en la carpeta donde está el ejecutable del *motorshell*.

Ejemplo:

[Motor_shell]\$ listToRaw file // se abre el archivo file.slt y se obtienen las correspondientes imágenes de llenado de campo de cada detector, listToRaw_det1.raw, listToRaw_det2.raw

4.4 Sistema mecánico

A continuación se explican las características del programa *motor_shell_technosoft* correspondientes al sistema mecánico.

Para poder utilizar las controladoras de los motores y ejecutar la aplicación basada en sus librerías TML_lib, se define una serie de parámetros mediante una aplicación llamada *EasySetup* (Technosoft, 2006) proporcionada por Technosoft. Estos parámetros indican:

1. Las características técnicas del motor que está conectado: tipo de transmisión, número de pasos por revolución, corriente y tensión nominal.
2. El tipo de control que actúa sobre el eje: lazo abierto o lazo cerrado.
3. Parámetros concernientes a la controladora: velocidad del CAN bus, tensión y corriente de operación de la controladora.

Tras realizar esta configuración se generan dos tipos archivos con la información que se acaba de definir.

- Archivos (con extensión “.cfg”) guardados en la memoria EEPROM de la controladora. Se pueden descargar directamente a la controladora o guardar en disco para descargarlos más tarde o aplicarlos a varias controladoras. En cualquier caso, cualquiera de estas tareas se realizan desde el programa *EasySetup*.
- Un archivo (con extensión “.t.zip”, que empaqueta dos archivos llamados *setup.cfg* y *variables.cfg*) cargado en la memoria RAM de la controladora, para configurar e inicializar variables.

En la siguiente sección se presentan los archivos de configuración empleados en las controladoras de motor que permiten mover los ejes y recibir información de los mismos.

4.4.1 Archivo de configuración paramétrico

Para que el programa sea versátil y no dependa de la configuración específica del sistema mecánico utilizado, se utiliza un archivo que configura el *software* para el sistema destino. Para controlar un sistema destino genérico con N ejes se indica al programa *motor_shell_techsoft* una serie de parámetros de configuración a través del archivo "pspect2.txt". En este archivo de configuración se indican los parámetros de configuración y se guardan los valores iniciales que toman los registros de las controladoras. A continuación, se muestra un ejemplo de fichero de configuración:

El fichero siempre debe comenzar con el número de controladoras que tiene el sistema (%api_num) y la secuencia de letras con la que queremos llamar a los ejes de movimiento (%apis)

```
%api_num      4
%apis         cxya
%groups       xy

****tipo de home: 1:switches, 2:anillo, 3:hall****
%tipo_home    1 3      3      2

****tipo de movimiento: 0:rotatory-linear, 1:rotatory-rotatory****
%tipo_mov    0      0      0      1

****api utilizada para conectar el handset****
%handset_I_api  y

%handset_M_api  c

*****Identificacion de grupos*****
%coldet_group 2

Fichero organizado en 4 columnas: cama, anillo, detector, colimador

#EasySetUp_File      ./motor_conf_files/cama/cama_edu.t.zip
                    ./motor_conf_files/owis/owis.t.zip      ./motor_conf_files/owis/owis.t.zip
                    ./motor_conf_files/anillo/anillo.t.zip

*****Conversions*****

1 pos_unit equivale a... mm      mm      mm      0.1deg
#rev_conversion          5120    51200    51200    2560

1 speed_unit equivale a... mm/sg mm/sg      mm/sg deg/sg
#vel_conversion          4.096   40.96   40.96   20.48

#accel_conversion       0.00327 0.03277      0.03277 0.01638

*****Variables de movimiento*****

#axisposition          0      0      0      0

Dos velocidades, la maxima se configura al hacer config, luego se puede variar de una
a otra con el comando speed
#minvelocity           10.0   3      3      4.5
#maxvelocity           20.0   4.5    4.5    6.8

#axisacceleration     100    30      30     70

*****Entradas de interes*****

#lsn                   24     33     33     24
#lsp                   2      35     35     2
#home_input            14     34     34     37
```

Sólo las líneas del archivo que comiencen con el carácter ‘%’ o ‘#’ serán interpretadas al cargar el archivo de configuración. Las líneas que no comiencen con dichos caracteres serán interpretadas como comentarios.

4.4.2 Elementos del archivo de configuración

Nota: los ejemplos que siguen a continuación no guardan relación con los valores del archivo de configuración del tomógrafo SPECT, simplemente sirven para ilustrar el significado de cada uno de los parámetros.

%api_num: especifica el número de controladoras que va a utilizar el sistema. Por ejemplo:

%api_num 3

%apis: asigna un identificador a las controladoras. Los identificadores pueden ser cualquier carácter ASCII. Por ejemplo:

%apis axy

En este caso se identifican de forma secuencial tres controladoras. Es importante conocer el valor de Axis ID de cada controladora (configurable mediante *jumper*) ya que los identificadores de caracteres se asignan en orden ascendente a dicho valor. Es decir, si tenemos tres controladoras cuyos Axis ID son 1, 3 y 2, siguiendo con el ejemplo anterior, a la controladora cuyo Axis ID es 1 se le asigna el identificador ‘a’, a la controladora 2 se le asigna el identificador ‘x’, y por ultimo a la controladora 3 se le asigna el identificador ‘y’. Los Axis ID de las controladoras deben comenzar por 1 y ser consecutivos. Para información acerca de cómo ajustar mediante *jumper* el valor del Axis ID para una determinada controladora, véase (Technosoft, 2006).

%tipo_home: indica el tipo de movimiento “*home*” que realiza cada uno de los ejes. Dicho movimiento tiene lugar al ejecutar el comando *home*, el cual sitúa el eje en una posición conocida y determinada por *hardware* mediante sensores o interruptores.

Se definen tres tipos de movimiento *home*:

1. *Home* de tipo *switch*, utiliza la activación de un interruptor mecánico como vimos en la sección 3.3.3, para determinar la posición del eje.
2. *Home* de tipo interno, utiliza una señal interna generada por el eje de movimiento usado, como vimos en la sección 3.3.2.
3. *Home* de tipo *hall*, utiliza la señal generada por un sensor tipo hall.

Por ejemplo:

%tipo_home 2 3 3

Se configura tres ejes, el primero con un *home* de tipo interno, el segundo y tercero con un *home* de tipo hall.

%tipo_mov: indica el tipo de transmisión de movimiento del motor a la carga. Tenemos dos posibilidades:

0: rotatorio – lineal: es decir, el movimiento rotatorio del motor es transmitido a un eje cuyo movimiento es lineal.

1: rotatorio – rotatorio: es decir, el movimiento rotatorio del motor es transmitido a un eje cuyo movimiento también es rotatorio.

Por ejemplo:

```
%tipo_mov      1      0      0
```

En este caso se configuran tres ejes, el primero de ellos tiene una transmisión de tipo rotatorio-rotatorio, y el segundo y el tercer eje tienen una transmisión de tipo rotatorio-lineal.

%handset_I_api: selecciona la controladora que registra si se ha pulsado el *handset* y en que sentido. Por ejemplo:

```
%handset_I_api 3
```

En este caso estamos seleccionando la controladora cuyo Axis_ID es 3.

%handset_M_api: selecciona que controladora ejecuta el movimiento marcado por el *handset*. Normalmente coincidirá con el parámetro anterior, y será diferente cuando el eje que queremos mover con el *handset* esté conectado a una controladora cuyas entradas de uso general ya están siendo utilizadas; en este caso podríamos utilizar las entradas de otra controladora para mover la primera. Por ejemplo:

```
%handset_M_api 2
```

Le estamos indicando que el eje que queremos mover con el *handset* está conectado a la controladora cuyo Axis_ID es 2.

#EasySetUp_File: indica la ruta y el nombre del archivo adicional de configuración generado por el programa *EasySetUp* (aplicación proporcionada por *Technosoft*) a cargar en la memoria RAM de cada controladora (sección 4.4.2). Estos archivos son indispensables para el funcionamiento de los motores ya que en ellos se van a definir desde las características técnicas del motor conectado, hasta el tipo de control que actúa sobre él. Ejemplo:

```
#EasySetUp_File ./motor_conf_files/anillo/anillo.t.zip ./motor_conf_files/eje_x/  
eje_x.t.zip ./motor_conf_files/eje_y/eje_y.t.zip
```

Al igual que el parámetro anterior cada archivo es cargado en la controladora siguiendo en orden ascendente el Axis ID, es decir, el archivo “anillo.t.zip” se carga en la controladora con Axis ID 1, el archivo “eje_x.t.zip” se carga en la controladora con Axis ID 2, y el archivo “eje_y.t.zip” se carga en la controladora con Axis ID 3.

#rev_conversion: indica la equivalencia entre un desplazamiento medido en las unidades internas de posición que maneja la controladora, y un desplazamiento de 1 mm en el caso de ejes de desplazamiento lineal, o 0.1° en el caso de ejes de desplazamiento rotacional. Por ejemplo:

#rev_conversion 2560 51200 51200

En este caso se configuran tres ejes o controladoras. Si el primer eje es de tipo rotacional y los dos últimos son lineales, en la primera columna se indica un desplazamiento de 2560 unidades internas de posición de la controladora, corresponde con un desplazamiento de 0.1° del eje rotacional. En la segunda y tercera columna se indica que un desplazamiento de 51200 unidades internas de posición de la controladora, corresponde con un desplazamiento de 1 mm de la plataforma.

El significado de las unidades internas y el cálculo del valor a introducir, depende del motor y del eje conectado en cada controladora.

La plataforma lineal usada para el eje de la cama tiene las siguientes características: motor paso a paso de 200 pasos/vuelta, un desplazamiento lineal de 2mm por cada vuelta del motor, no tenemos *encoder* y la tarjeta controladora es capaz de proporcionar 256 micropasos por cada paso del motor. A partir del manual de Technosoft (Technosoft, 2006) obtenemos la siguiente fórmula para calcular la relación entre unidades internas y unidades del sistema internacional para un motor paso a paso en lazo abierto:

(4.1)

$$Posicion_carga [SI] = \frac{2 \times \pi}{N^\circ_ \mu pasos \times N^\circ_ pasos \times Tr} \times Posicion_motor [UI]$$

El parámetro Tr, es la transmisión del motor: en una vuelta de motor (2π), se produce un desplazamiento lineal de 2mm, por lo que en el eje de la cama $Tr=2\pi/2$.

Sustituyendo por 1 mm, se obtiene el número de unidades internas que corresponden a un desplazamiento de la plataforma de 1 mm.

$$1mm = \frac{2 \times \pi}{(256 \mu pasos) \times (200 pasos) \times \left(\frac{2 \times \pi}{2mm} \right)} \times Posicion_motor(UI)$$

$$Posicion_motor(UI) = \frac{(256\mu pasos) \times (200 pasos) \times \left(\frac{2 \times \pi}{2mm}\right) \times (1mm)}{2 \times \pi} = 25600(UI)$$

El resultado es 25600 unidades internas de posición. Éste valor se debe utilizar en el campo #rev_conversion para obtener un desplazamiento de 1 mm en el caso de la cama.

#vel_conversion: indica la equivalencia entre la velocidad medida en unidades internas de velocidad de la controladora, y una velocidad de 1mm/s en el caso de ejes de desplazamiento lineal, o 1º/s en el caso de ejes de desplazamiento rotacional. Por ejemplo:

#vel_conversion 20.48 40.96 40.96

En este caso estamos configurando tres ejes o controladoras, como en el caso anterior, el primer eje es de tipo rotacional y los dos últimos son lineales. En la primera columna se indica que una velocidad de 20.48 unidades internas de velocidad de la controladora se corresponde con una velocidad de desplazamiento de 1º/s del eje rotacional. En la segunda y la tercera columna se indica que un desplazamiento de 40.96 unidades internas de velocidad de la controladora se corresponde con una velocidad de desplazamiento de la plataforma de 1 mm/s.

La plataforma lineal usada para el eje de la cama tiene las siguientes características un motor paso a paso de 200 pasos/vuelta, un desplazamiento lineal de 2 mm por cada vuelta del motor, no tenemos *encoder* y la tarjeta controladora es capaz de proporcionar 256 micropasos por cada paso del motor. A partir del manual de Technosoft (Technosoft, 2006) obtenemos la siguiente fórmula para calcular la relación entre unidades internas y unidades del sistema internacional para un motor paso a paso en lazo abierto:

$$(4.2) \quad Velocidad_carga[SI] = \frac{2 \times \pi}{N^\circ \mu pasos \times N^\circ pasos \times T \times Tr} \times Velocidad_motor[UI]$$

En esta fórmula, T es el período de muestreo de la controladora expresado en segundos. Su valor se puede leer con el programa EasySetup (Technosoft, 2006), y en nuestro caso tiene un valor de $8 \cdot 10^{-4}$ s.

Sustituyendo para obtener el número de unidades internas de velocidad que se corresponden con una velocidad de desplazamiento de la plataforma de 1 mm/s obtenemos:

$$1\text{mm}/s = \frac{2 \times \pi}{(256\mu\text{pasos}) \times (200\text{pasos}) \times (0.0008s) \times \left(\frac{2 \times \pi}{2\text{mm}}\right)} \times \text{Velocidad}_{\text{motor}}(\text{UI})$$

$$\text{Velocidad}_{\text{motor}}(\text{UI}) = \frac{(256\mu\text{pasos}) \times (200\text{pasos}) \times (0.0008s) \times \left(\frac{2 \times \pi}{2\text{mm}}\right) \times (1\text{mm}/s)}{2 \times \pi} = 20.48(\text{UI})$$

Por lo que el resultado es 20.48 unidades internas de velocidad y éste es el valor que se utiliza en #vel_conversion para obtener una velocidad de desplazamiento de 1 mm/s.

#accel_conversion: indica la equivalencia entre la aceleración medida en las unidades internas de aceleración que maneja la controladora, y una aceleración de $1\text{mm}/s^2$ en el caso de ejes de desplazamiento lineal, o $1^\circ/s^2$ en el caso de ejes de desplazamiento rotacional. Por ejemplo:

#accel_conversion	0.01638	0.03277	0.03277
--------------------------	----------------	----------------	----------------

En este caso estamos configurando los tres ejes y controladoras de los apartados anteriores. En la primera columna se indica que una aceleración de 0.01638 unidades internas de aceleración de la controladora se corresponde con una aceleración de $1^\circ/s^2$ del eje rotacional. En la segunda y tercera columna se indica que una aceleración de 0.03277 unidades internas de aceleración de la controladora se corresponde con una aceleración de la plataforma de $1\text{mm}/s^2$.

La plataforma lineal usada para el eje de la cama tiene las siguientes características: un motor paso a paso de 200 pasos / vuelta, un desplazamiento lineal de 2 mm por cada vuelta del motor, no tenemos *encoder* y la tarjeta controladora es capaz de proporcionar 256 micropasos por cada paso del motor. A partir del manual de Technosoft (Technosoft, 2006) obtenemos la siguiente fórmula para calcular la relación entre unidades internas y unidades del sistema internacional para un motor paso a paso en lazo abierto:

(4.3)

$$\text{Aceleración}_{\text{carga}}[\text{UI}] = \frac{2 \times \pi}{N^\circ_{\mu\text{pasos}} \times N^\circ_{\text{pasos}} \times T^2 \times Tr} \times \text{Aceleración}_{\text{motor}}[\text{UI}]$$

Sustituyendo para obtener el número de unidades internas de aceleración que se corresponden con una aceleración de $1\text{mm}/s^2$ obtenemos:

$$1\text{mm}/s^2 = \frac{2 \times \pi}{(256\mu\text{pasos}) \times (200\text{pasos}) \times (0.0008s)^2 \times \left(\frac{2 \times \pi}{2\text{mm}}\right)} \times \text{Aceleración}_{\text{motor}}(\text{UI})$$

$$Aceleración_motor(UI) = \frac{(256\mu pasos) \times (200 pasos) \times (0.0008s)^2 \times \left(\frac{2 \times \pi}{2mm}\right) \times \left(\frac{1mm}{s^2}\right)}{2 \times \pi} = 0.01638(UI)$$

Por lo que el resultado es 0.01638 unidades internas de aceleración y éste es el valor que debemos utilizar en #accel_conversion para obtener una aceleración de 1mm/s².

#axisposition: se utiliza para inicializar el valor absoluto de posicionamiento en el momento actual de un determinado eje. Por ejemplo:

#axisposition 0 0 0

Al ejecutar el comando de configuración, la posición en la que se encuentran en ese momento los ejes, es 0 absoluto.

#minvelocity y #maxvelocity: se establece dos velocidades posibles para cada eje que podrán ser seleccionadas con el comando "speed". Las unidades en las que se introducen los valores son mm/s en el caso de ejes de desplazamiento lineal, y °/s en el caso de ejes de desplazamiento rotacional. Por defecto se inicializa a la velocidad máxima. Por ejemplo:

#minvelocity 1.0 3 3
#maxvelocity 5.0 4.5 4.5

En éste caso estamos inicializando tres ejes. Suponiendo que el primer eje es rotacional y el segundo y tercero son lineales, la interpretación de estos valores es la siguiente: para el primer eje se ajusta una velocidad mínima de 1 °/s y una velocidad máxima de 5 °/s; para el segundo y tercer eje se ajusta una velocidad mínima de 3 mm/s y una velocidad máxima de 4.5 mm/s.

#axisacceleration: se indica los valores de aceleración para cada uno de los ejes expresado en mm/s² o °/s². Por ejemplo:

#axisacceleration 100 30 30

En este caso estamos inicializando tres ejes. Suponiendo que el primer eje es rotacional y el segundo y tercero son lineales, la interpretación de estos valores es la siguiente: para el primer eje ajustamos una aceleración de 100°/s²; para el segundo y tercer eje estamos ajustando una aceleración de 30 mm/s².

4.4.3 Comandos implementados en motor Shell technosoft

En el apartado actual, se comentan los comandos básicos para interactuar con el sistema mecánico y los comandos complejos implementados para el aparato.

- **Comando version**

Devuelve el valor de la versión del motor_shell actual.

```
[Motor_shell]$version
```

La versión actual es: 8.0 Technosoft

- **Comando init**

Inicializa la conexión vía puerto serie con la controladora,

```
[Motor_shell]$init
```

Inicializando TECHNOSOFT system conectado a /dev/ttyS0

OK!!

Al ejecutar este comando se definen las características de la comunicación con la controladora: el protocolo de comunicación, el puerto que se va utilizar, la ID de la controladora con la que se establece la comunicación, y la velocidad de la misma. El sistema detecta automáticamente el puerto en el que esta conectada la controladora; en caso de no estar conectada o de haber algún problema de comunicación aparecerá por pantalla el siguiente error y finaliza la ejecución del programa:

La controladora no esta conectada

- **Comando config**

Carga los ficheros generados por EasySetup en las controladoras y lee el archivo de configuración (por defecto pspect2.txt).

```
[Motor_shell]$ config [file]
```

O bien

```
[Motor_shell]$ configTECHNOsystem [file]
```


-Argumento 1: [file] nombre del archivo de configuración que se carga; si se deja en blanco se carga el archivo de configuración cuyo nombre por defecto es "pspect2.txt".

Ejemplos:

```
[Motor_shell]$ config
```

Iniciando TECHNOSOFT system conectado a /dev/ttySO

Opening config file ./pspect2.txt ...

Setting unit parameters

Controladoras en el sistema: 4, y se identifican con las letras: cxya

Eje: c; Grupo1; Lider: 0

Eje: x; Grupo2; Lider: 1

Eje: y; Grupo2; Lider: 0

Eje: a; Grupo1; Lider: 0

El valor leído para handset_I_api y

El valor leído para handset_M_api c

El archivo a cargar en el API c, es ./motor_conf_files/cama/cama.t.zip

El archivo a cargar en el API x, es ./motor_conf_files/owis/owis.t.zip

El archivo a cargar en el API y, es ./motor_conf_files/owis/owis.t.zip

El archivo a cargar en el API a, es ./motor_conf_files/anillo/anillo.t.zip

- **Comando relmove**

Mueve el número de milímetros o décimas de grado en el eje y sentido seleccionados.

```
[Motor_shell]$ relmove [id] [num]
```

-Argumento 1: [id] selecciona el eje que vamos a desplazar. Se utiliza la letra identificativa asignada en el archivo de configuración.

-Argumento 2: [num]: indica el desplazamiento en milímetros para un eje de tipo lineal y en décimas de grado para un eje de tipo rotacional.

Ejemplos:

[Motor_shell]\$ relmove y -100

Movimiento seleccionado en el eje y de -100 décimas de grado

OK //mueve 10 grados el eje del anillo en sentido horario.

[Motor_shell]\$ relmove x -100

Movimiento seleccionado en el eje x de -100 mm.

OK// mueve 10 cm el eje de la cama en sentido negativo.

- **Comando absmove**

Mueve a la posición absoluta, con respecto al origen 0 (*home*), indicada en milímetros o décimas de grado en el eje seleccionado.

[Motor_shell]\$ absmove [id] [num]

Argumento 1 [id]: selecciona el eje que vamos a desplazar. Se utiliza la letra identificativa asignada en el archivo de configuración.

Argumento 2 [num]: indica el desplazamiento en milímetros para un eje de tipo lineal y en décimas de grado para un eje de tipo rotacional.

Ejemplos:

[Motor_shell]\$absmove a -100

Movimiento seleccionado en el eje 'a' a la posición absoluta de -100 décimas de grado

OK //se mueve el eje del anillo en sentido antihorario hasta alcanzar la posición absoluta de 350°.

[Motor_shell]\$absmove x 100 Movimiento seleccionado en el eje x a la posición absoluta de 100 mm

OK // mueve el eje de la cama hasta alcanzar la posición absoluta de 10 cm.

- **Comando get**

Para obtener información acerca de la posición actual de un determinado eje. La posición indicada es relativa a la posición *home* si se ha ejecutado dicho comando previamente, si no, es relativa a la posición inicial donde se encontraba dicho eje al inicializar el aparato.

[Motor_shell]\$ get [id]

-Argumento 1: *[id]* selecciona el eje que se procede a muestrear. Se debe utilizar la letra identificativa asignada en el archivo de configuración.

Ejemplos:

[Motor_shell]\$ get x Posición actual del API x: 0 Velocidad actual del API x: 4.500 Aceleración actual del API x: 1.0

//Indica que el eje de la cama se encuentra en la posición 0 o home, la velocidad programada para este eje es de 4.5 mm/s y la aceleración programada es de 1 mm/s².

- **Comando getinput**

Devuelve por pantalla los valores de las entradas (enable input, LSPinput, LSNinput, #13, #14, #37, #38 inputs) de la controladora y del eje seleccionado.

Entrada	Conector y pin	Bit del registro	Descripción
Enable input	J2 pin 1	15	Si se conecta a +24 V se deshabilitan las salidas de PWM
LSP	J3 pin 11	13	Interruptor de límite de movimiento en sentido positivo
LSN	J3 pin 10	14	Interruptor de límite de movimiento en sentido negativo
#13	J2 pin 7	0	Entrada de proposito general
#14	J2 pin 6	1	Entrada de proposito general
#37	J2 pin 4	2	Entrada de proposito general
#38	J2 pin 3	3	Entrada de proposito general

Tabla 4.1. Relación de entradas leídas por el comando *getinput*

[Motor_shell]\$getinput [id]

-Argumento 1: *[id]* selecciona el eje a muestrear. Se utiliza la letra identificativa asignada en el archivo de configuración.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$getinput x
```

Registros de entrada para el API x:

```
Entrada: IO#36 IO#37 IO#38 IO#39 NO/US NO/US NO/US NO/US IN#02 IN#24
IN#16 Estado: 0 1 0 1 0 0 0 0 0 0
```

```
//toma los valores de las entradas del eje de la cama.
```

- **Comando speed**

Varía la velocidad del eje seleccionado.

```
[Motor_shell]$speed [id] [vel]
```

-Argumento 1: [id] selecciona el eje cuya velocidad se modifica. Se utiliza la letra identificativa asignada en el archivo de configuración.

-Argumento 2: [vel] **min** ajusta la velocidad al valor mínimo y **max** establece la velocidad al valor máximo, ambos valores indicados en el archivo de configuración.

Por defecto, la velocidad esta ajustada al valor máximo al inicializar las controladoras.

Se recomienda utilizar este comando para ajustar la velocidad de desplazamiento al máximo cuando se realizan grandes desplazamientos, y ajustar la velocidad al mínimo para realizar pequeños incrementos de precisión.

Ejemplos:

```
[Motor_shell]$speed a min
```

OK, velocidad fijada a 4.5 deg/s

```
// Ajusta la velocidad del eje del anillo a su valor mínimo.
```

```
[Motor_shell]$speed c max
```

Ok, velocidad fijada a 7 mm/s //Ajusta la velocidad del eje de la cama a su valor máximo.

- **Comando accel**

Establece un valor de aceleración distinto al configurado para un eje determinado.

[Motor_shell]\$ accel [id] [num]

-Argumento 1: [id] selecciona eje a modificar. Se utilizar la letra identificativa que asignada en el archivo de configuración.

-Argumento 2 [num]: nuevo valor de aceleración.

Ejemplos:

[Motor_shell]\$accel a 2.8

OK // Ajusta la aceleración del eje del anillo a 2.8 o/s².

[Motor_shell]\$accel c 1.2

OK //Ajusta la aceleración del eje c a 1.2 mm/s².

- **Comando home**

Sitúa el eje seleccionado en su posición *home*; conviene utilizar este comando antes de utilizar los comandos de movimiento, para referenciar el sistema a la posición *home* y así tener una referencia *hardware*.

[Motor_shell]\$ home [id]

-Argumento 1: [id] selecciona el eje que vamos a situar en su posición de *home*. Se utiliza la letra identificativa asignada en el archivo de configuración.

Ejemplos:

[Motor_shell]\$home a

*Secuencia de home ejecutada con éxito para el eje a
// Sitúa el eje del anillo en su posición de home.*

[Motor_shell]\$home c

*Secuencia de home ejecutada con éxito para el eje c
// Sitúa el eje de la cama en su posición de home.*

- **Comando help**

Muestra por pantalla la ayuda relacionada con el uso de los comandos.

[Motor_shell]\$help

- **Comando kill**

Realiza una parada de emergencia de todos los ejes; tras su ejecución hay que volver a configurar las controladoras. Se utiliza cuando el movimiento de los motores puede dañar la integridad del *hardware* o generar peligro sobre personas.

[Motor_shell]\$kill

O bien

[Motor_shell]\$k Parada de emergencia del API x ...

Parada de emergencia del API y ...

Parada de emergencia del API c ...

Parada de emergencia del API a ...

- **Comando close**

Cierra la conexión vía puerto serie con las controladoras.

O bien

[Motor_shell]\$ close

[Motor_shell]\$ closeAPIsystem Cerrando el API x ...

[close]El API x ha sido cerrado Cerrando el API y ...

[close]El API y ha sido cerrado Cerrando el API a ... [close]El API a ha sido cerrado Cerrando el API c ...

[close]El API c ha sido cerrado

[close]El puerto de comunicaciones ha sido cerrado

NOTA: Pulsando simultáneamente <Ctrl+c> realizará la salida segura (parada de los motores –*kill*- y cierre de las comunicaciones –*close*-) del sistema.

- **Comando stepshoot**

Este comando adquiere un número determinado de proyecciones en distintas posiciones angulares. Las proyecciones están equiespaciadas a lo largo de un barrido angular del anillo. Por cada proyección, se genera un archivo .raw.

[Motor_shell]\$ stepshoot [num_adq] [time] [num_grados]

-Argumento 1: [num_adq] indica el número de proyecciones que se van a adquirir a lo largo del desplazamiento indicado por el argumento 3.

-Argumento 2:[time]: establece el tiempo de adquisición de cada proyección en segundos.

-Argumento 3: [num_grados] indica el desplazamiento completo en décimas de grado del anillo.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$stepshoot 6 10 1800
```

//Hace un barrido de 180 grados, realizando una adquisición de 10 segundos cada 30 grados. Genera 6 proyecciones o archivos .raw.

NOTA: Este comando expresa de una manera fehaciente la utilidad de la aplicación *motor_shell_technosoft* para implementar secuencias complejas de movimientos a modo de *script* para probar su funcionalidad e integrarlas después en otros programas. Cualquier otra secuencia en el desarrollo del tomógrafo se implementa de una manera similar.

- **Comando axisPower**

Este comando activa o desactiva la alimentación de la controladora correspondiente al eje seleccionado.

[Motor_shell]\$ axisPower [eje] [acción]

Argumento 1: [eje] el eje que se activa o se desactiva.

Argumento 2: [acción] 'on' u 'off' para activar o desactivar el eje respectivamente.

Ejemplo:

```
[Motor_shell]$ axisPower c off //Apaga la alimentación del eje correspondiente a la cama
```

4.5 Sistema de adquisición

En este apartado se explica la implementación del programa de adquisición y control del prototipo *FSPECT*. Dicho *software* llamado *daq_SPECT*, se ejecuta desde una máquina Linux, y se ha implementado para ser gestionado desde la *consola de usuario* instalada en Windows desarrollada en IDL por el LIM (Laboratorio de Imagen Médica), abstrayendo de esta forma al usuario de la existencia del *software* en Linux (Figura 3.1).

La interfaz de llamada del programa de adquisición está basada en opciones de ejecución vía argumentos de entrada, siendo sensible a una serie de señales *software* que permiten controlar ciertos factores de la ejecución del programa.

El programa *daq_SPECT* según el tipo de estudio seleccionado coordina los diferentes elementos del tomógrafo *FSPECT*. A más bajo nivel, se encarga de generar los archivos que contienen los datos adquiridos (archivos LIST) a partir de los eventos detectados por las gamma-cámara del sistema. En las siguientes subsecciones se muestran las especificaciones del sistema que definen el tipo de funcionalidad del *software*.

4.5.1 Características del *software* de adquisición

A continuación se detallan las características básicas del programa.

1. **Movimientos del sistema mecánico**: incluyen los movimientos del *gantry*, cama, detectores, centrado de la cama y determinación del radio de rotación, o *ROR*, de los detectores.

Para establecer el *ROR*, el *software* de adquisición se encarga de acercar o alejar los detectores a la muestra, a partir una distancia fija introducida como parámetro de entrada al programa. Esta distancia es seleccionada por el usuario en la interfaz de adquisición y tiene un valor fijo para evitar posibles choques entre el detector y la cama.

En el caso particular correspondiente al centrado de la cama existen dos posibles modos:

a. Adquisición en modo normal:

En este modo, el programa de adquisición habilita al usuario el uso de un controlador manual o *handset* que le permite mover la cama. Para seleccionar el área adecuada, se incluye un láser que informa al usuario que zona de la cama se situará en el centro del *FOV* al inicio del estudio. Una vez el usuario esté de acuerdo con la posición elegida, pulsa el botón *center* de su consola, y el *software* sitúa el sujeto bajo estudio en el centro del *FOV* de los detectores.

Una vez situada la muestra, se generan dos proyecciones, denominadas *scp_image.raw*, que se almacenan en un directorio específico del PC de control. Posteriormente, éstas imágenes se muestran al usuario de la interfaz de adquisición (Olmo, 2011).

b. Adquisición en modo calibración:

En este caso el centrado de la cama se realiza de forma directa, a partir de una distancia introducida como parámetro al programa de adquisición.

2. Tipos de estudio realizados

Los tipos de estudio y sus modos de operación implementados se muestran en la Tabla 4.2.

Tipo de estudio	
Tomográfico	Proyección (gammagráfico)
Modos de operación	
Estático	
Dinámico	
Cuerpo entero estático	
Cuerpo entero dinámico	

Tabla 4.2 Tipos de estudio

- a. Tomográfico: se basa en adquirir proyecciones en diferentes posiciones angulares equiespaciadas con un recorrido de 180 ° o de 360 ° según indique el usuario. En este tipo de estudio se deben utilizar algoritmos de reconstrucción para obtener la imagen final.
- b. Proyección: es una particularidad del anterior tipo de estudio donde se adquieren imágenes en una sola posición angular, obteniéndose imágenes planares o gammagrafías.

Dentro de ambos estudios se pueden seleccionar los siguientes modos de adquisición:

- Modo estático: en esta variante la cama permanece en el mismo lugar desde el inicio de la adquisición, se genera un archivo en modo lista.
- Modo dinámico: en este caso realizan varias adquisiciones en la misma posición de cama durante intervalos de tiempo consecutivos o *frames* temporales. Se obtienen varias imágenes tomográficas que muestran, por ejemplo, la evolución en el tiempo de la distribución de radiofármaco en el cuerpo del sujeto.
- Modo cuerpo entero estático: el estudio se divide en varias posiciones de cama para realizar una adquisición del cuerpo del sujeto. Cada posición de cama corresponde a una imagen tomográfica o planar. Las imágenes resultantes se combinan *vía software* para obtener una única imagen donde se observe todo el cuerpo del sujeto bajo estudio.
- Modo cuerpo entero dinámico: este caso consiste en un estudio de cuerpo entero durante varios intervalos de tiempo consecutivos o *frames*. Por tanto, se obtiene varias imágenes de todo el cuerpo del sujeto bajo estudio (tantas como frames), en las que se muestra por ejemplo, la evolución en el tiempo de la distribución del radiofármaco a lo largo de todo el cuerpo del sujeto.

3. Recepción de señales *software* del usuario

El objetivo de esta funcionalidad es sensibilizar al *software* de adquisición a las peticiones del usuario, consiguiendo el grado de interacción necesario con la máquina, para ello utilizamos las siguientes señales que manda el usuario desde la consola:

- STOP (Recepción por parte del *software* de adquisición del comando `killall -2 daq_SPECT`): al recibir esta señal se detiene la adquisición guardando los datos adquiridos, y se generan los archivos de salida necesarios para dar coherencia a los datos adquiridos hasta el momento. Después se coloca la cama, los detectores y el anillo rotatorio en la posición inicial o *home*.
- ABORT (Recepción por parte del *software* de adquisición del comando `killall -3 daq_SPECT`): al recibir esta señal se efectúa una parada inmediata del sistema y se descartan los datos adquiridos. El sistema mecánico queda en la posición en la que estuviera en ese momento. Sirve como parada de emergencia del sistema.

- CENTER (Recepción por parte del *software* de adquisición del comando killall -10 daq_SPECT): al recibir esta señal se desplaza la cama con la muestra hacia el anillo la distancia fija entre el haz de láser proyectado y el centro del FoV de los detectores.

- START (Recepción por parte del *software* de adquisición del comando killall -12 daq_SPECT): Esta señal comunica al programa que la muestra se encuentra centrada en el campo de visión y se puede comenzar con la adquisición de datos.

4. Archivos de entrada

Para dotar al del *software* de una configuración rápida, sencilla y de la mayor independencia posible respecto al sistema físico, se han definido una serie de archivos de entrada. Por lo tanto, cada vez que se desee modificar algún parámetro del prototipo, no es necesario recompilar el *software* y solo se debe cambiar una entrada en un archivo de texto. A continuación se muestran los archivos de entrada empleados en el *FSPECT*.

- SPECT_params.txt: contiene los parámetros físicos de la máquina y variables relativas a la adquisición.

- pspect2.txt: contiene los parámetros relativos a la configuración de los motores (sistema mecánico).

- archives.txt: Contiene las rutas relativas de todos los ficheros de configuración. Esto proporciona una gran escalabilidad al software dado que el número de estos ficheros puede ir creciendo con el tiempo.

5. Archivos de salida

El *software* debe ser capaz de devolver una serie de archivos de salida como resultado del estudio realizado.

- a. Archivos LIST: los archivos LIST contienen los datos obtenidos por el sistema en los estudios realizados y la información de sincronismo necesaria para su ordenación y posterior reconstrucción.

- b. Archivo ACQ: contiene todos los datos de la adquisición necesarios para dar coherencia al resto de archivos generados (LIST). Se encuentra la información necesaria para localizar los ficheros utilizados en la adquisición, así como los necesarios para aplicar las correcciones pertinentes en la reconstrucción.

- c. Archivos RAW: es el formato de las proyecciones individuales y se generan de forma opcional debido al gran espacio que pueden ocupar.

- d. Archivo LOG: informa al usuario de la evolución del estudio y se sobrescribe durante el proceso de adquisición. Se trata de un archivo de memoria compartida con la consola de usuario.

6. Árbol de directorios

La definición de los archivos de entrada y salida hace necesaria la especificación de un árbol de directorios para su correcta localización y organización por parte de los programas que hacen uso de ellos o los generan. Todos los archivos de interés se guardarán en el directorio SPECT dentro la máquina Linux, el cual contendrá (Figura 4.3):

- a. Los archivos de entrada: pspect.txt, SPECT_params.txt, archives.txt.
- b. El programa de adquisición ejecutable daq_SPECT y un *script* llamado daq_SPECT_only que llame al anterior y que garantice la ejecución del programa siempre en las mismas condiciones.
- c. Un archivo leeme.txt con el control de versiones del desarrollo software.
- d. Un directorio llamado CURRENT_SPECT, que tendrá todos los datos del último estudio tomográfico realizado:
 - Los archivos de salida: .log, .slt, .acq, scp_image_det1.raw y scp_image_det2.raw.
 - Una copia de los archivos de entrada usados en la configuración del sistema porque pueden ser útiles en el procesado posterior.
 - Un directorio SPECT_PROY en el que se almacenarán únicamente archivos de proyecciones .raw, los cuales ya hemos dicho que se generan de forma opcional.
- e. Un directorio llamado PREVIOUS_SPECT, que sirve de carpeta de “recuperación” del penúltimo estudio realizado. La función de este directorio es proteger los datos del estudio ante un posible descuido el usuario, debido que a cada vez que se ejecuta una adquisición se sobrescribe el contenido de CURRENT_SPECT.
- f. Un directorio denominado MOTOR_CONF_FILES que contiene los archivos que se cargan en las RAM de los motores.
- g. Un directorio llamado SRC con el código fuente de los programas que componen el ejecutable.

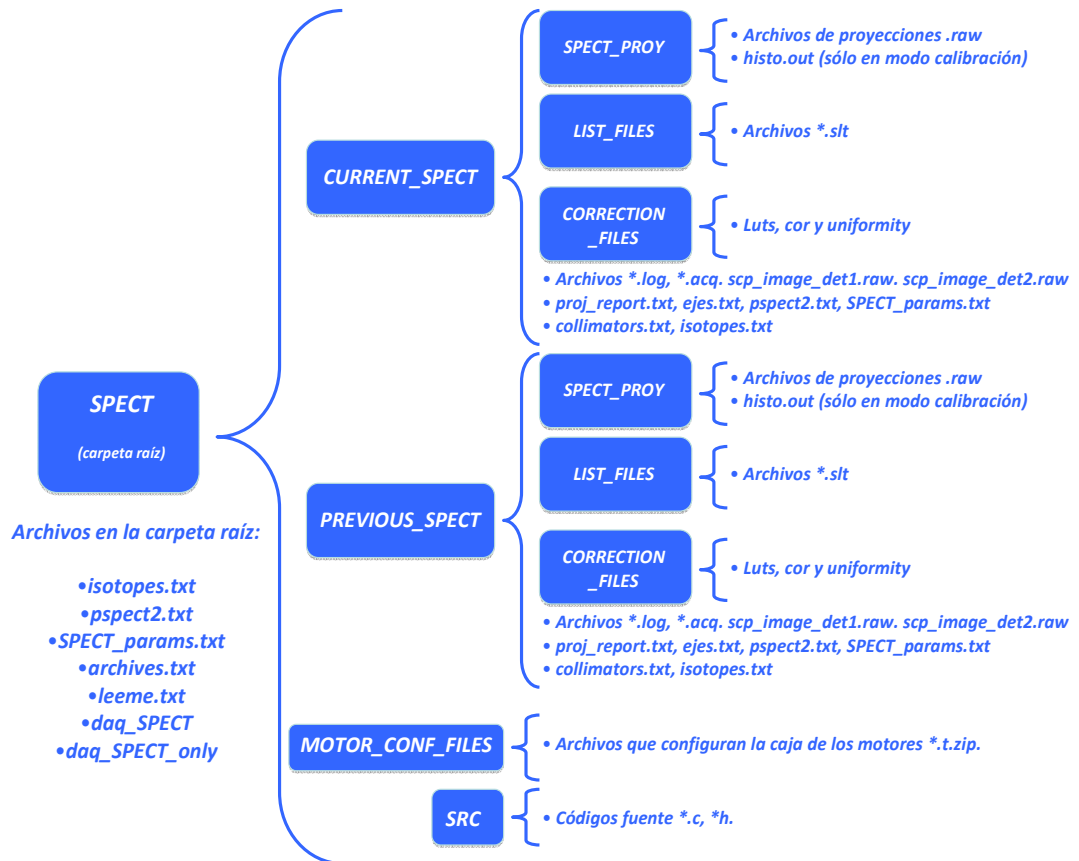


Figura 4.3 Árbol de directorios

El flujo de ejecución del software de adquisición se muestra en la Figura 4.4.

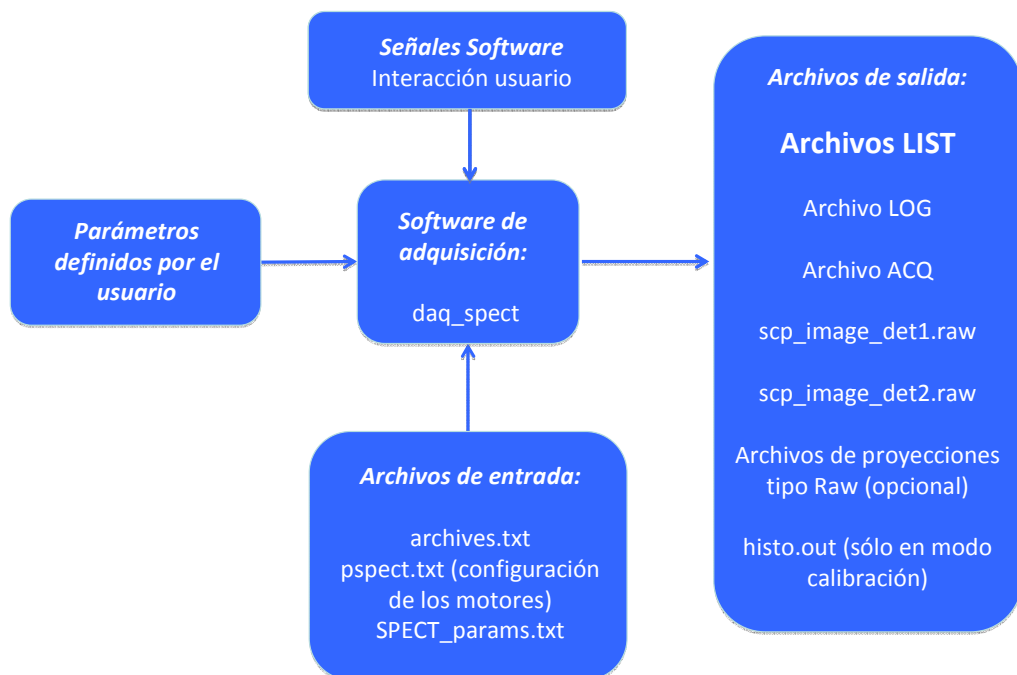


Figura 4.4. Flujo de entrada/salida del software de adquisición.

4.5.2 Argumentos de entrada del software de adquisición daq_SPECT

Los argumentos de entrada del *software* de adquisición vienen definidos en la Tabla 4.4.

Parámetro	Opción	Significado	Cotas y comentarios	Valor por defecto
Versión	-v	Muestra la versión actual del software daq_SPECT y sale del programa	La llamada es: -v	-
Nº de proyecciones (P)	-p	Número de proyecciones en cada barrido	1 → 1 proyección 2 → 60 proyecciones 3 → 120 proyecciones 4 → 180 proyecciones 5 → 270 proyecciones 6 → 360 proyecciones	180 proyecciones
Tiempo por proyección (T _p)	-q	Tiempo que se adquiere en cada proyección	Cualquiera	30 segundos
Posiciones de Cama (C)	-c	Número de posiciones de cama del estudio	1, 2,..., 6 camas	1 cama
Solape entre camas	-o	Número de rodajas que se quiere solapar entre posiciones de cama consecutivas	2, 4, 6, 8, 10 rodajas	8 rodajas
Nombre de isótopo	-h	Tipo de isótopo utilizado en el estudio	Ver archivo <i>isotopes.txt</i>	0 (corresponde al Tc99)
Frames (F)	-f	Número de frames del estudio	Número entero	1 frame
Duración de frame (T _F)	-d	Duración en segundos de frame	Su cota mínima es: $T_F > P \cdot T_p \cdot C$	180·30·1= 5400 segundos
Acq_time (T _T)	-m	Tiempo total del estudio	Cualquiera (s)	-
Ángulo de barrido	-a	Grados que abarca un barrido	180º ó 360º	180º
Colimador	-l	Tipo de colimador	0 → Paralelo 1 → Pinhole 2 → Sin colimador	0
init_angle	-i	Ángulo para hacer una sola proyección	Solo para p=1. 0º ó 90º	0º
Posición inicial de cama	-b	Número de mm que se mueve la cama en caso de	0...bed_stop_min- (nºcamas1)*FOV	0

		no usar el <i>handset</i>		
Nombre estudio	-n	Nombre base del estudio	Máx. de 255 caracteres	-
Generar proyecciones	-g	Genera adicionalmente al LIST, las proyecciones en tamaño de imagen de llenado de campo	0: no generar 1: generar proyecciones	0
Estudio calibración	-k	Realiza un estudio de calibración con una imagen de campo plano en una sola posición angular	Se activa escribiendo –k1	0
Snap_acq	-j	Realiza una única adquisición en la posición en la que se encuentre el gantry y sale del programa	Cualquiera (s). Para que genere las proyecciones debe ir acompañado del argumento –g1	-

Tabla 4.3 Parámetros de ejecución

4.5.2.1 Comentarios y relación de los parámetros de adquisición

Los parámetros de interés son:

- Número de posiciones angulares por barrido: **P**
- Tiempo de adquisición por proyección: **TP**
- Número de frames: **F**
- Duración de frame: **T_F**
- Tiempo total de adquisición: **T_T = F·T_F**
- Número de camas: **C**
- Número de barridos angulares del detector por *frame*/cama: **B_F**

A continuación se muestran algunas aclaraciones sobre los parámetros definidos anteriormente y las relaciones que deben cumplir entre ellos:

- En un estudio de calibración (opción –k1) se simula un estudio tomográfico del número de posiciones angulares que se indiquen como parámetro, pero no se rota el anillo, porque se coloca encima y pegado al detector un maniquí de campo plano que en el giro del anillo se puede llegar a caer.
- Un *frame* o una cama, puede constar de uno o varios barridos angulares del detector. Este número de barridos por *frame*/cama se obtiene según la Expresión 4.4:

$$B_F = \frac{T_T}{T_p \times P \times F \times C} = \frac{T_F}{T_p \times P \times C} \quad (4.4)$$

- En estudios estáticos, al ser $F=1$, el tiempo de *frame* coincide con el tiempo total de adquisición: $T_T = T_F$

Y por tanto no hace falta el parámetro T_T

El mínimo valor de T_F es aquel que nos permite hacer por lo menos un barrido para cada posición de cama del estudio es decir:

$$T_{F,\min} = P \times T_p \times C \quad (4.5)$$

En cuyo caso tendremos, C barridos en la adquisición completa (tantos como camas). Para tener más de un barrido por cama, el tiempo total debe ser un múltiplo entero de $T_{F,\min}$. Si esto no se cumple, el programa aborta la ejecución solicitando un tiempo total de adquisición adecuado.

- En los estudios dinámicos $F > 1$, y por lo tanto:

$$T_T = F \cdot T_F$$

Ahora el tiempo mínimo total de adquisición debe ser tal que se pueda hacer al menos un barrido por cada *frame*:

$$T_{T,\min} = P \times T_p \times F \quad (4.6)$$

En cuyo caso tendremos F barridos en la adquisición completa, (tantos como *frames*). Para tener más de un barrido por frame, el tiempo total debe ser un múltiplo entero de $T_{T,\min}$. Si esto no se cumple, el programa aborta la ejecución solicitando un tiempo total de adquisición adecuado.

- A la vista de los razonamientos para los estudios dinámicos y estáticos, podemos decir que el tiempo mínimo de adquisición total debe ser:

$$T_{T,\min} = P \times T_p \times C \times F = P \times T_p \quad (4.7)$$

Ya que para un estudio estático: $F=1$, y para uno dinámico: $C=1$.

4.5.2.2 Ejecución del programa de adquisición

Este programa está pensado para ser llamado desde el script *daq_SPECT_only*, cuya utilidad es la de ejecutar el programa siempre en las mismas condiciones. A continuación se muestra el código de este script:

```

1 #!/bin/bash
2 cd /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3
3 killall -9 daq_SPECT
4 rm -rf /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/PREVIOUS_SPECT
5 mv /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT
/home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/PREVIOUS_SPECT
6 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT
7 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/SPECT_PROY
8 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT/CORRECTION_FILES
9 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT/CORRECTION_FILES/luts
10 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT/CORRECTION_FILES/uniformity
11 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT/CORRECTION_FILES/cor
12 mkdir /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT/LIST_FILES
13 ./daq_SPECT $* > /home/lacayo/SPECT/FSPECT/FSPECT_3_3/CURRENT_SPECT/`date
+%d_%m_%y-%H_%M`.log

```

El llamar al programa mediante la ejecución de este *script* desde una máquina remota proporciona la estabilidad de uso necesaria. Resumiendo:

- Se sitúa en la ruta donde se aloja el programa de adquisición (línea 2).
- Se asegura que no existe ninguna instancia del programa en ejecución (línea 3).
- Se eliminan los datos del penúltimo estudio realizado (línea 4).
- Se trasladan los datos del último estudio a una carpeta de “recuperación”, por si por algún descuido se ejecutara el programa antes de haber recogido los datos (línea 5).
- Se crean los directorios a usar en el estudio actual (líneas 6 a la 12). Se ejecuta el programa con los parámetros de llamada del script y se redirecciona la salida por pantalla del mismo a un archivo cuyo nombre será compuesto a partir de la fecha y hora actual (Log general de la adquisición) (línea 13).

Por último, se muestran algunos ejemplos de llamada en línea de comandos al programa de adquisición tomográfica:

1. Estudio estático de 3 horas (10800 s); 120 posiciones angulares; 45 segundos de adquisición en cada proyección, generando adicionalmente al LIST, los archivos de proyecciones de cada posición angular:

```
./daq_SPECT_only -f1 -c1 -p3 -q45 -m10800 -g1
```

En este caso podemos constatar que el *frame* tiene dos barridos de 180 grados (valor por defecto), ya que si se sustituye en la Expresión 4.4 obtenemos $10800/(45 \cdot 120) = 2$ barridos.

2. Estudio multicama (dos camas), mismos parámetros que el anterior:

```
./daq_SPECT_only -f1 -c2 -p3 -q45 -m10800 -g1
```

Observamos como el solo cambio de un parámetro hace que cambie el tipo de estudio: ahora habrá dos posiciones de cama, cada una con un barrido.

3. Estudio dinámico (5 frames); 60 posiciones angulares; 20 segundos de adquisición en cada proyección.

```
./daq_SPECT_only -f5 -c1 -p2 -q20 -d1200
```

El tiempo total de adquisición lo calcula el programa al meterle la duración de *frame*, y será: $1200 \cdot 5 = 6000$ s. Un barrido tarda precisamente $20 \cdot 60 = 1200$ s, así que tendremos 5 *frames* de un solo barrido.

4. Estudio de calibración de 360 proyecciones, simulando un giro de 360 grados, con 30 s de adquisición por proyección, y duración total 10800 s.

```
./daq_SPECT_only -f1 -c1 -p6 -a360 -y1 -z1 -q30 -m10800 -k1
```

4.5.3 Descripción de los archivos de entrada

4.5.3.1 Archivo SPECT_params.txt

Es el archivo de configuración global de la máquina. En él se detallan los parámetros relacionados con el diseño físico y lógico. Los parámetros que contiene actualmente se definen en la Tabla 4.4.

Nombre	Valor	Descripción
FIELD_LENGTH	44.6	Tamaño del <i>Field of View</i> axial en mm
UFIELD_LENGTH	41.6	Tamaño útil del <i>Field of View</i> en mm
SLICE_THICKNESS_MM	1.5	Tamaño de cada rodaja axial en mm
NXTALS_Y	30	Número de cristales en el eje y
NXTALS_Z	30	Número de cristales en el eje z
ENERGY_CHANNELS	256	Canales de energía disponibles en el detector
BED_STOP_MIN	294.0	Posición en mm desde <i>home</i> hasta el final de carrera de la cama más cercano al anillo
BED_STOP_MAX	45.0	Posición en mm desde <i>home</i> hasta el final de carrera de la cama más cercano al motor
DETECTOR_STOP_MAX	0.0	Posición en unidades internas del final de carrera del detector más cercano al motor
NMAX_DET	2	Número máximo de motores

NADCS	2	Número de ADC
DET1	0	Identificador del detector 1
DET2	2	Identificador del detector 2
MATRIX_SIZE	256	Tamaño de la matriz de imágenes
TUBE_MODEL	1	Modelo de tubo utilizado
READ_OUT	4	Número de la señales de la electrónica de salida
CHANNELS_PER_ADC	6	Número de canales de datos de cada ADC
BYTES_PER_ADC_CHANNEL	2	Número de <i>bytes</i> que ocupa cada canal de ADC
RANGO_DINAMICO	4050	Margen entre la codificación de energía más alta y la más baja que se puede llegar a obtener
ETH_FRAME_SIZE	1024	Tamaño trama <i>ethernet</i>
Reference_voltajeI ² C	0.8	Voltaje de referencia del comparador
Potentiometer_resistor_Rab	1000	Valor en ohmios de potenciómetro del ADC
Correction_resistor_Rw	75.0	Corrección de error de potenciómetro del ADC
Resolution_I2C	256	Resolución potenciómetro I2C
Offset_error	13.0	Corrección del <i>offset</i> del umbral <i>trigger</i>
Gain_error	0.96	Corrección de ganancia del umbral <i>trigger</i>
Reference_voltajeAD2C	5.0	Voltaje de referencia del ADC
Conv_factor_ADC	1000.0	Factor de conversión del ADC
Resolution_AD2C	4096	Resolución del ADC
Lld_directionAD2C	0x20	Dirección umbral bajo del <i>trigger</i>
Hld_directionAD2C	0x10	Dirección umbral alto del <i>trigger</i>
Det1_directionAD2C	0x21	Dirección del <i>trigger</i> para el detector 1
Det2_directionAD2C	0x22	Dirección del <i>trigger</i> para el detector 2
DET1_LLD_TH	37	Umbral bajo del <i>trigger</i> para el detector 1
DET2_LLD_TH	37	Umbral bajo del <i>trigger</i> para el detector 2
DET1_HLD_TH	37	Umbral alto del <i>trigger</i> para el detector 1
DET2_HLD_TH	37	Umbral alto del <i>trigger</i> para el detector 2
PINHOLE_ROR45	0.0	Distancia a mover para un ROR de 45 y col. <i>pinhole</i>
PINHOLE_ROR35	-10.0	Distancia a mover para un ROR de 35 y col. <i>pinhole</i>
PINHOLE_ROR25	-20.0	Distancia a mover para un ROR de 25 y col. <i>pinhole</i>
PARALELL_ROR45	-5.0	Distancia a mover para un ROR de 45 y col. paralelo
PARALELL_ROR35	-15.0	Distancia a mover para un ROR de 35 y col. paralelo
PARALELL_ROR25	-25.0	Distancia a mover para un ROR de 25 y col. paralelo
POSITION_HOME	838860	Posición interna de la posición <i>home</i> de la cama
POSITION_MIN	838560	Posiciones interna del final de carril de la cama
DIST_LASER_DET	50	Distancia en mm entre el láser y el FOV
CORONAL_ANGLE	900	Ángulo en décimas de grados para proyección coronal
LIDER_DETECTOR	2	Detector líder en el movimiento por grupo

Tabla 4.4. Parámetros del tomógrafo contenidos en el archivo SPECT_params.txt

4.5.3.2 Archivo pspect2.txt

Configurar el sistema mecánico de la máquina. Los parámetros se muestran en la Tabla 4.5.

Nombre	Cama	Detector 1	Detector 2	Anillo	Significado
api_num	4				Número de controladoras conectadas.
apis	c	x	y	a	Letra asociada a cada eje de movimiento.
tipo_home	1	3	3	2	1 → Swiches 2 → Anillo 3 → Sensores Hall (ejes OWIS)
tipo_mov	0	0	0	1	0 → rotatory-linear 1 → rotatory-rotatory
handset_I_api	y				Controladora conectada al <i>handset</i> .
Handset_M_api	c				Controladora que mueve el <i>handset</i> .
EasySetUp_File	./motor_conf_files/cama/cama_edu.t.zip	./motor_conf_files/owis/owis.t.zip	./motor_conf_files/owis/owis.t.zip	./motor_conf_files/anillo/anillo.t.zip	Ruta relativa de los archivos de configuración generados con <i>EasySetup</i> .
rev_conversion	5120	51200	51200	2560	Nº de unidades internas para mover un mm o un grado (anillo)
vel_conversion	4.096	40.96	40.96	20.48	Nº de unidades internas para adquirir una velocidad de 1mm/s o un 1º/s (anillo)
accel_conversion	0.00327	0.03277	0.03277	0.01638	Nº de unidades internas para adquirir una aceleración de 1mm/s ² o un 1º/s ² (anillo)
axis_position	0	0	0	0	Posición de <i>home</i>
min_velocity	10.0	3	3	4.5	Velocidad mínima en mm/s o º/s (anillo)

max_velocity	20.0	4.5	4.5	6.8	Velocidad máxima del eje en mm/s o °/s (anillo)
axis_acceleration	100	30	30	70	Aceleración en mm/s ² o °/s ²
lsn	24	33	33	24	Entrada de la controladora que tomomamos como <i>limit switch negative</i>
lsp	2	35	35	2	Entrada de la controladora que tomomamos como <i>limit switch positive.</i>
home_input	14	34	34	37	Entrada de la controladora usada como indicador <i>home.</i>

Tabla 4.5 Parámetros del sistema mecánico en el archivo pspect2.txt

4.5.3.3 Archivo archives.txt

Archivo que contiene las rutas relativas de todos los archivos necesarios para el funcionamiento del tomógrafo. El fichero tiene el siguiente formato:

TipoDeConfiguracion NombreFichero

```
#motor_params_SPECT      pspect2.txt
#SPECT_params            SPECT_params.txt
#offsets                 offsets_17_Jun_2011.crc
#isotopes                 isotopes.txt
#collimators             collimators.txt
#uniformity              uniformity_v20_d1__26_feb_2009.sns uniformity_v20_d2__26_feb_2009.sns
#luts                    lut_det1_29_enero lut_det2_29_enero
#cor_Parallel_LEHR      alignment_d12__5_3_2009.cor
#cor_Pinhole_075        alignment_d12__11_2_2009.cor0.525906
#FPGA_offsets            FPGA_files/offsets.rbf
#FPGA_timeshifts        FPGA_files/timeshifts.rbf
#FPGA_SPECT             FPGA_files/SPECT_mode.rbf
```

4.5.4 Descripción de los archivos de salida

4.5.4.1 Archivos LIST

En los archivos LIST se guardan los datos de los estudios realizados y la información de sincronismo necesaria para su posterior reconstrucción. Para ello, se definen diferentes tipos de eventos y se guardan de forma consecutiva. Por lo tanto, al final del estudio se tiene una “lista” con todos los datos. La extensión asignada a estos archivos ha sido .slt.

Para distinguir los eventos se incluyen una cabecera los primeros bits de la trama. Los eventos definidos son:

- Eventos de posición: su tamaño es de 1 byte. Su función es modelar cambios de posición del sistema mecánico. Su cabecera es: ‘00’
- Eventos de temporización: tienen un tamaño de 5 bytes. Su cometido es introducir una marca de tiempo cada 80ns. Su cabecera ‘01’
- Eventos de datos: poseen un tamaño de 4 bytes. Contienen las coordenadas donde ha sucedido un evento y su energía. Su cabecera es ‘11’.

1. Eventos de posición

Se introducen en el LIST en los siguientes casos:

- 1.- Por el movimiento del eje z (la cama), en estudios multi-cama.
- 2.- Por el movimiento angular del anillo, en cada barrido de una adquisición.

El sistema de referencia usado para el sistema, se representa en la figura 4.1.1. El formato de este tipo de eventos es el siguiente:

Campo	1 <i>Evt_Id</i>	2 <i>Y</i>	3 <i>Rot</i>	4 <i>Z</i>	5 <i>Sentido</i>	6 <i>Reservados</i>
Tamaño	2 bits	1 bit	1 bit	1 bit	1 bit	2 bits

Tabla 4.6. Estructura de la trama de posicionamiento.

- 2 bits de identificador de tipo de evento (cabecera).

- 1 bit de flag de movimiento de la dirección Y, en este prototipo no se ha implementado esta funcionalidad.
- 1 bit de flag de movimiento del eje rotacional. Se pondrá a 1, cada vez que dicho eje efectúe un 'shoot' (adquisición de una proyección) en la adquisición tomográfica.
- 1 bit de flag de movimiento de la dirección Z, en este prototipo no se ha implementado esta funcionalidad.
- 1 bit de indicador de sentido de movimiento. Sus valores representarán en la Tabla 4.7.

	Eje Y	Anillo	Eje Z (cama)
1	Positivo	Horario	Incremento positivo
0	Negativo	Antihorario	Incremento negativo

Tabla 4.7 Significado del bit indicador de sentido de movimiento

- 2 bits reservados para futuros usos.

En total las tramas de posición ocupan: $2+1+1+1+1+2= 8$ bits= 1 byte.

2. Eventos de temporización

Introducen una marca de tiempo cada 80ns. La forma de obtener esta marca de tiempo viene dada por el incremento del reloj del sistema respecto al evento anterior.

El formato de este tipo de eventos es el siguiente:

Campo	1 <i>Evt_Id</i>	2 <i>Res</i>	3 <i>S1 [8...11]</i>	4 <i>S1 [0...7]</i>	5 <i>Trues [8...11]</i>	6 <i>S2 [0...11]</i>	7 <i>Trues [0...7]</i>
Tamaño	2 bits	2 bits	4 bits	8 bits	4 bits	12 bits	8 bits

Tabla 4.8 Estructura de la trama de temporización

- 2 bits de identificador de tipo de evento.
- 2 bits reservados sin uso en la implementación actual.
- 12 bits de contador de Singles (Detector 1) que será expresado de forma relativa al evento de temporización anterior. En esta versión del prototipo no se implementa.

- 4 bits más significativos de los eventos detectados y procesados por el sistema de adquisición (*true*s), expresados de manera relativa al evento anterior.
- 12 bits de contador de Singles (Detector 2) que será expresado de forma relativa al evento de temporización anterior. En esta versión del prototipo no se implementa.
- 8 bits menos significativos de los eventos detectados y procesados por el sistema de adquisición (*true*s), expresados de manera relativa al evento anterior.

En total las tramas de temporización ocupan $2+2+4+8+4+12+8 = 40$ bits = 5 bytes.

3. Eventos de datos

Se introducen en el LIST por cada cuenta detectada.

Campo	1 <i>Evt</i> <i>ID</i>	2 <i>Det</i> <i>ID</i>	3 <i>msb Y</i> <i>[8,9]</i>	4 <i>msb Z</i> <i>[8,9]</i>	5 <i>lsb Y</i> <i>[0..7]</i>	6 <i>lsb Z</i> <i>[0..7]</i>	7 <i>E</i>
Tamaño	2 bits	2 bits	2 bits	2 bits	8 bits	8 bits	8 bits

Tabla 4.9. Estructura de la trama de datos

- 2 bits de identificador de tipo de evento.
- 2 bits de identificador de detector. La correspondencia con los campos DET1, DET2, DET3 y DET4 de 'SPECT_params.txt' es la que se detalla a continuación:
 - DET1: DetID=0
 - DET2: DetID=1
 - DET3: DetID=2
 - DET4: DetID=3
- 2 bits reservados para los bits más significativos: 9º y/o 10º de la coordenada Y (ampliación del rango de la coordenada Y a 512 o incluso 1024).
- 2 bits reservados para los bits más significativos: 9º y/o 10º de la coordenada Z (ampliación del rango de la coordenada Z a 512 o incluso 1024).

- 8 bits menos significativos de la coordenada Y de la cuenta detectada (rango 0 a 255).
- 8 bits menos significativos de la coordenada Z de la cuenta detectada (rango 0 a 255).
- 8 bits. Indica el canal de energía de la cuenta detectada (rango 0 a 255).

En total las tramas de datos ocupan $2+2+2+2+8+8+8 = 32$ bits = 4 bytes

4.5.4.2 Archivo acq_info.log

Durante la ejecución del programa de adquisición se crea y sobrescribe este archivo en el directorio "CURRENT_SPECT" y su finalidad básica es mantener al usuario informado del estado de la adquisición. La consola de usuario lee periódicamente este fichero y muestra sus datos por pantalla. En este archivo se encuentran los siguientes valores separados entre ellos por el carácter ";".

- Elapsed time: tiempo de adquisición transcurrido en segundos.
- State: flag que toma los valores que se muestran en la Tabla 4.11.
- Count rate: tasa de conteo instantánea total en cps (cuentas por segundo).
- Current bed: Número de cama actual, comienza desde 1.
- Current frame: Número de *frame* actual, comienza desde 1.
- Projection: Número de proyección. Su rango esta comprendido desde 1 hasta el número total de proyecciones que tendrá un estudio teniendo en cuenta todos los *frames*, camas y barridos que hace.
- Angular pos: Indica la posición angular en la que se encuentra el anillo. Su rango va desde 0 hasta el número de posiciones angulares menos uno, según el numero de posiciones que se hayan introducido por línea de comandos en los parámetros -p y -a.
- Count rate det1: Tasa de conteo instantánea en cuentas por segundo del detector 1.
- Count rate det2: Tasa de conteo instantánea en cuentas por segundo del detector 2.

En la Tabla 4.11 se muestran los posibles estados tiene el software de adquisición.

STATE	Significado
<i>ESTADOS EN ADQUISICIÓN</i>	
0	Sistema cargando los archivos de configuración y situando la cama en una posición que ha sido definida como inicial o posición de <i>home</i> .
1	Sistema está colocando los detectores y el anillo giratorio según los parámetros introducidos.
2	El sistema ha colocado los ejes en posición.
3	La cama está en la posición correcta.
4	Empieza la adquisición de datos.
5	Los archivos generados en la adquisición se encuentran en la carpeta correspondiente (<i>CURRENT_SPECT</i>) del PC de control.
6	El sistema ha vuelto a la posición inicial de <i>home</i> y la adquisición ha finalizado correctamente.
<i>ESTADOS DE ERROR</i>	
11	Parámetros de ejecución incorrectos.
13	Error en el sistema mecánico.
14	Errores en la lectura de los ficheros de configuración de entrada o en la escritura de los ficheros de salida.
15	Errores en la comunicación con el sistema de adquisición.

Tabla 4.10 Estados del *software* de adquisición

4.5.4.3 Archivos .ACQ

El fichero .ACQ se genera una vez se acaba o se finaliza voluntariamente la adquisición de datos en el directorio *CURRENT_SPECT*. Este fichero contiene toda la información necesaria para localizar los ficheros generados en la adquisición, así como los datos necesarios relativos al tipo de estudio y que se usarán en la reconstrucción. El archivo es legible en *ASCII* y consta exactamente de los siguientes campos:

```
spect_acq
Wed Apr 4 17:58:43 CEST 2012
[acquisition]
  calibration_study=0
  gen_projections=0
  projections=1
  time_per_proj=600
  fixed_spin_angle=1
  slices_overlap=5
  bed_positions=1
  init_bed_pos=0.0
  init_detector_pos=0.0
  timed_frames=3
  num_files=3
  total_time=1800
  base_filename="spect_acq"
  pixel_size_y=1
  pixel_size_z=1
  a=25.00
  b=25.00

[calibration]
  collimator=0
  tube_model=1
  energy_channels=256
  num_detectors=2
  det1=0
```

```

det2=2
det3=-
det4=-
matrix_size=256
num_xtals=30
angle_btwn_detectors=180
file_offsets=offsets_17_Jun_2011.crc
file_uniformity=uniformity_v20_d1__26_feb_2009.sns,uniformity_v20_d2__26_feb_2009.sns
file_alignments=-
file_LUTs=lut_det1_29_enero,lut_det2_29_enero,

[isotope]
isotope_name=Tc99m
photopeak=140
halflife=21600

[log]
SPECT acquisition finished OK
Version fSPECT: daq_SPECT v_3.2_FSPECT

[commets.txt]
injected dose (MBq):= 120
GENERAL DATA :=
original institution :=UMCE-HGGM
originating system :=IDL-MMWKS, UMCE-HGGM
contact person :=unknown
patient name :=pruebas_carlos
patient ID :=
patient breed:=
patient dob:=
patient age:=
patient sex:=Other
patient weight (gr):=
patient size (cm):=
patient orientation :=Head_in
patient rotation :=Prone
study ID :=
study date :=23/3/2012
study time :=18:31:22
data description :=
process description:=
user comment:=

```

Las secciones en las que se subdivide el fichero son: cabecera, [*acquisition*], [*calibration*], [*isotope*], [*log*] y [*comments.txt*]. A continuación se detalla el significado de los parámetros presentes en cada una de ellas.

Cabecera: contiene el nombre de la adquisición definido por el usuario a todo el estudio, seguido de la fecha y hora de realización del mismo.

[*acquisition*]:

- *calibration study*: indica el tipo de estudio. Si se trata de un estudio de calibración su valor es 1 y si es una adquisición normal su valor es 0.

- gen_projections: indica si se han generado las proyecciones individuales en formato .raw al realizar la adquisición, a parte del fichero LIST.
 - gen_projections=0: no se han generado proyecciones individuales.
 - gen_projections=1: se han generado proyecciones sin aplicar ningún archivo de corrección.
- projections: número de posiciones angulares realizadas en un barrido completo.
- time_per_projection: tiempo de adquisición en a cada proyección expresado en segundos.
- fixed_spin_angle: recorrido angular cubierto por un barrido completo expresado en grados.
- slices_overlap: número de rodajas, de grosor igual al tamaño de píxel, que se solapan entre posiciones de cama consecutivas.
- bed_positions: número de posiciones de cama exploradas en el estudio. Cada posición de cama dará lugar a un archivo .slt diferente.
- init_bed_pos: representa la distancia en mm. entre la posición de *home* y la posición inicial de la cama cuando comenzó la adquisición.
- init_detector_pos: representa la distancia en mm entre la posición de *home* y la posición inicial de los detectores en la dirección X cuando comenzó la adquisición.
- timed_frames: número de sectores temporales (*frames*) en que se divide la adquisición (mayor que 1 en un estudio dinámico, e igual a 1 en uno estático). Para cada *frame* se genera un fichero .slt independiente.
- num_files: número de ficheros .slt que componen el estudio completo. Sólo se cuentan los que han sido correctamente generados.
- total_time: duración total del estudio en segundos.
- base_filename: indica los nombres de todos los ficheros .slt generados, que se encuentran en el mismo directorio que el fichero .ACQ. Por ejemplo: `base_filename_N_M.slt` donde N codifica la `bed_position` y varía entre 1 y `bed_positions`, y M codifica el `frame` y varía entre 1 y `timed_frames`.
- píxel_size_y*: tamaño de píxel, en la dirección Y.

- `pixel_size_z*`: tamaño de píxel, en la dirección Z.
- `a*`: Eje mayor de la órbita elíptica o radio de la órbita circular.
- `b*`: Eje menor de la órbita elíptica.

* Estos parámetros del fichero. ACQ son legado de versiones anteriores al prototipo FSPECT, en el caso de a y b tendrán un valor de 1 porque en este prototipo no hay orbitas elípticas.

[calibration]:

- `collimator`: indica el tipo de colimador.
 - `collimator = 0`: paralelo.
 - `collimator = 1`: *pinhole*.
- `tube_model`: indica el modelo del tubo fotomultiplicador montado en los detectores.
- `num_detectors`: número de tubos detectores conectados en la máquina.
 - `det1`: Identificador de cabecera de ADC empleado para el detector 1.
 - `det2`: Identificador de cabecera de ADC empleado para el detector 2.
 - `det3`: Identificador de cabecera de ADC empleado para el detector 3.
 - `det4`: Identificador de cabecera de ADC empleado para el detector 4.

En caso de no estar conectado alguno de los posibles detectores, se expresará con el carácter '-'.

- `matrix_size`: tamaño de las proyecciones generadas en píxeles.
- `num_xtals`: número de cristales que componen los detectores. Se supone una matriz cuadrada de `num_xtals` x `num_xtals`.
- `angle_btwn_detectors`: ángulo entre los detectores medido en grados.
- `file_offsets`: nombre del fichero de corrección de offsets.
- `file_uniformity`: nombres de los ficheros de corrección de sensibilidad separados por comas.

- file alignments: nombre del fichero de corrección de los desalineamientos de los detectores con respecto al centro de rotación.
- file LUTs: nombres de los ficheros de asignación de cristales correspondientes a cada uno de los detectores separados por comas.

[isotope] : Consta de los siguientes campos:

- isotope name: Nombre en ASCII que identifica el isótopo usado, mediante la concatenación de su abreviatura estándar seguida de su número másico.
- photopeak: Valor del canal de energía del fotopico característico del isótopo utilizado (keV).
- halflife: Vida media del isótopo utilizado expresada en segundos.

[log] :

La primera línea será:

- "SPECT acquisition finished OK." Si no se ha producido ninguna incidencia durante la adquisición y el proceso ha terminado correctamente.
- "SPECT acquisition finished. Acquisition was STOPPED by user." Si se detiene la adquisición desde la interfaz de usuario pulsando el botón de END o el botón de ABORT.
- "SPECT acquisition finished. Acquisition was aborted by program, LOW COUNT RATE." Si se ha detenido la adquisición al haber detectado una tasa de conteo excesivamente baja.
- "SPECT acquisition finished. Acquisition was aborted by program, MAX_FILE_SIZE". Si se ha detenido la adquisición al haber detectado que el archivo LIST en curso está a punto de sobrepasar el tamaño máximo permisible (2 GB).

La segunda línea será:

- Versión fSPECT: la actual versión que estamos utilizando del *software* de adquisición.

[comments.txt] :

Se copia el archivo '*comments.txt*' introducido por la interfaz de usuario para facilitar la labor de la reconstrucción.

4.5.4.4 Archivo histo.out (solo en modo calibración)

Se genera cuando el usuario realiza un estudio de calibración, su funcionalidad es proveer a la interfaz de usuario los histogramas de cada señal de posición de cada detector y sus marcas de tiempo. Gracias a este archivo la interfaz de calibración puede calculará algunos de los archivos de calibración necesarios para el sistema (Zamora, 2011).

Este tipo de archivos está compuesto de 11 columnas, que vamos a describir a continuación:

- Columna 1: indica el número de fila.
- Columna 2: representa el histograma de la señal X^- del detector 1.
- Columna 3: representa el histograma de la señal X^+ del detector 1.
- Columna 4: representa el histograma de la señal Y^- del detector 1.
- Columna 5: representa la marca de tiempo para el detector 1.
- Columna 6: representa el histograma de la señal Y^+ del detector 1.
- Columna 7: representa el histograma de la señal X^- del detector 2.
- Columna 8: representa el histograma de la señal X^+ del detector 2.
- Columna 9: representa el histograma de la señal Y^- del detector 2.
- Columna 10: representa el histograma de la señal Y^+ del detector 2.
- Columna 11: representa la marca de tiempo para el detector 2.

En la Tabla 4.11 se muestra un ejemplo este tipo de archivos:

Filas	X_1^-	X_1^+	Y_1^-	T_1	Y_1^+	X_2^-	X_2^+	Y_2^-	Y_2^+	T_2
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	20	7	9	0	45	8	5	8	14	0
2	5	6	7	0	24	7	11	7	11	0
3	8	7	11	0	31	6	8	4	10	0
4	9	12	12	0	41	7	12	10	10	0
5	13	9	8	0	37	15	10	11	7	0
6	14	9	16	0	51	11	8	6	12	0
7	11	8	13	0	41	11	7	9	13	0
8	12	17	12	0	52	7	8	7	15	0
9	14	13	15	0	54	12	29	15	10	0
10	15	16	13	0	64	18	13	16	6	0
11	30	22	21	0	86	20	19	14	14	0
12	25	19	37	0	99	18	23	19	17	0
13	44	20	49	0	144	16	26	30	13	0
14	72	39	49	0	194	38	48	36	27	0
15	91	65	76	0	277	37	62	51	39	0
16	189	87	92	0	434	71	110	81	55	0
17	264	145	148	0	678	114	169	134	91	0
18	426	247	203	0	1059	137	233	161	158	0
19	587	366	323	0	1544	215	332	262	213	0
20	819	475	433	0	2037	336	540	370	327	0
21	1201	713	635	0	3077	468	732	593	445	0
22	1461	1004	772	0	4016	670	965	757	677	0
23	1926	1335	1017	0	5212	858	1315	1005	902	0
24	2388	1681	1308	0	6661	1217	1602	1253	1195	0
25	3011	2107	1553	0	8284	1458	2029	1601	1504	0
26	3390	2472	1947	0	9740	1907	2203	1830	1861	0
27	3804	2873	2106	0	10903	2163	2668	2158	2275	0
28	3778	3126	2378	0	11683	2704	2980	2267	2551	0
29	4081	3436	2626	0	12798	2715	3018	2392	2892	0
30	3956	3498	2689	0	12944	3188	3127	2686	3055	0
31	4024	3501	2915	0	13329	3274	3332	2687	3218	0
32	3688	3628	3047	0	13315	3376	3297	2624	3198	0
33	3807	3581	3032	0	13209	3364	3283	2569	3288	0
34	3671	3323	2970	0	12769	3353	3349	2526	3266	0
35	3426	3547	3085	0	13156	3302	3359	2560	3109	0
36	3493	3317	3103	0	12996	3182	3214	2611	3008	0
37	3536	3198	3122	0	12915	3137	3203	2594	2943	0
38	3483	3545	2911	0	12952	3080	3170	2660	3084	0
39	3478	3570	3053	0	13183	3040	3113	2555	2968	0
40	3493	3355	3065	0	12987	2909	3001	2713	2919	0

Tabla 4.11 Archivo histo.out

4.5.5 Estructura e implementación de software de adquisición tomográfica

Este programa, implementado en lenguaje C, se construye a partir de los ficheros mostrados en la Figura 4.4:

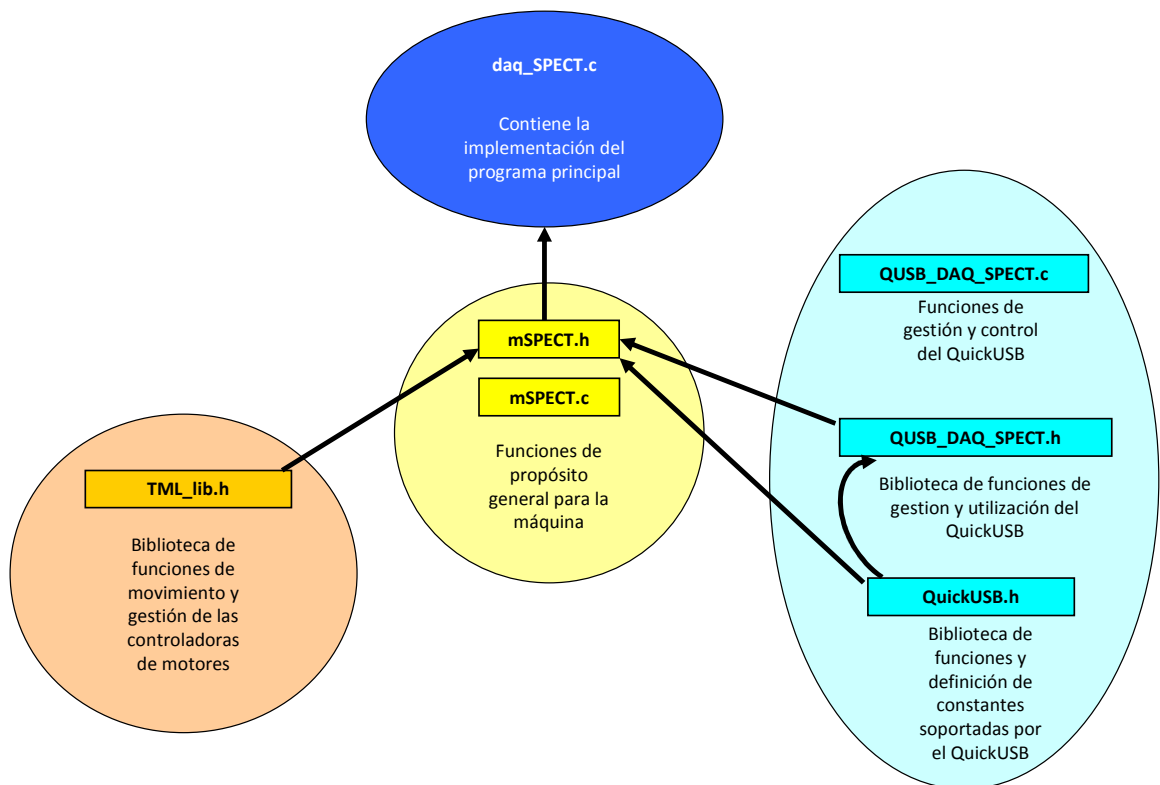


Figura 4.5 Archivos que componen el programa *daq_SPECT*

Se han definido un número determinado de estados que indican en que situación se encuentra el programa.

- Estado 0:

El sistema está cargando los archivos de configuración necesarios y sitúa los ejes de movimiento en una posición inicial o de home. Una vez finalizadas estas tareas, el sistema cambia de estado.

- Estado 1:

El sistema sitúa los detectores y el anillo según los parámetros de entrada introducidos, una vez completado el sistema cambia de estado.

- Estado 2:

El sistema habilita el controlador manual (o *handset*) para realizar el centrado de la muestra. A continuación, el *software* espera a que el usuario sitúe la cama en la zona deseada con el *handset* teniendo como referencia el láser instalado en el tomógrafo.

En el caso de un estudio de calibración, el sistema mueve directamente la cama hacia el campo de visión de los detectores una distancia definida por uno de los parámetros de entrada (Ver Tabla 4.4).

- Estado 3:

El sistema ha recibido la señal de 'CENTER' y desplaza la cama hacia el interior del anillo rotatorio, situando el sujeto en el centro del *FoV*.

Este estado no existe en el caso de calibración, ya que la muestra será centrada directamente por el sistema al *FoV* de los detectores.

- Estado 4:

El sistema ha recibido la señal de *START* y empieza la adquisición datos.

- Estado 5:

Termina la adquisición, los archivos generados se encuentran en la carpeta correspondiente */home/lacayo/SPECT/CURRENT_SPECT*.

Se realiza *home* de todos los ejes del sistema.

- Estado 6:

La máquina ha finalizado de mover todos los ejes a la posición inicial de *home*, escribe en el archivo *.ACQ* y se establece que la adquisición ha finalizado correctamente.

Los estados de error, implican fin de la adquisición sin volver a la posición inicial o *home*. Estos estados aparecen:

- Estado 11:

Indican que los parámetros de ejecución del programa de adquisición no son correctos.

- Estado 13:

Este caso aparece cuando existen errores en el sistema mecánico de comunicación con los motores o derivados a los movimientos de los ejes.

- Estado 14:

Implica que han aparecido errores en la lectura de los ficheros de configuración de entrada o en la escritura de los ficheros de salida que se generan en la adquisición.

- Estado 15:

Existen errores en la comunicación con el sistema de detección.

Cada vez que hay un cambio de estado, el daq_SPECT reescribe el fichero *acq_info.log*. En la siguiente figura se indica una evolución del programa de adquisición con respecto a sus estados:

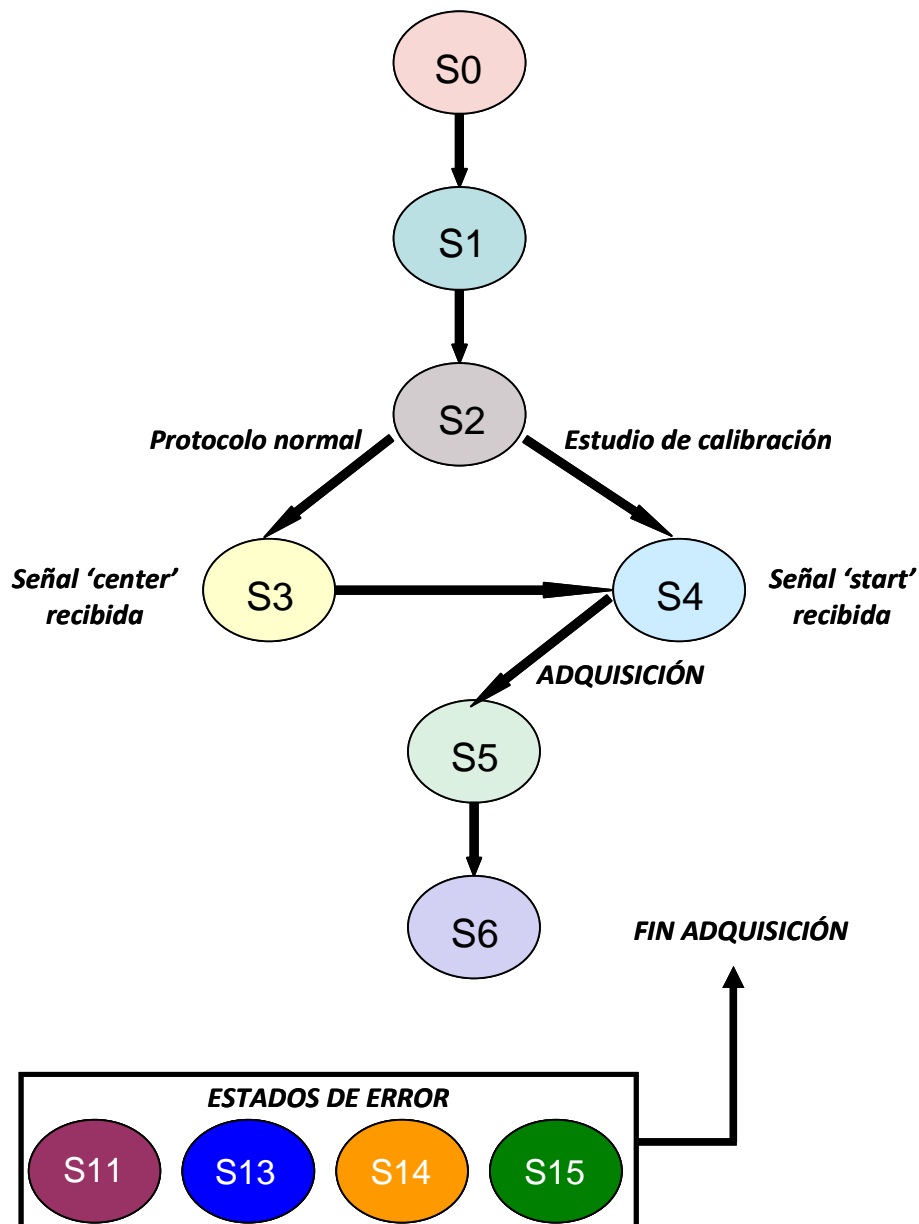


Figura 4.6 Diagrama de estados del software de adquisición (Olmo, 2011)

En líneas generales el flujo de ejecución del programa `daq_SPECT` está resumido en los siguientes puntos:

1. Primero se sensibiliza al programa a las señales descritas en la sección 4.5.1.
2. Se procesan los argumentos de entrada con la función `parse_args()`.
3. Se abre el archivo `acq_info.log`, y se escribe la primera línea con sus variables inicializadas.
4. Mediante la función `configTECHNO()`, se leen los archivos de configuración del sistema de motores y de los parámetros físicos de la máquina. Dichos archivos se copian al directorio de salida del programa ya que pueden ser útiles en el procesado posterior. En caso de que haya algún problema se escribe el código adecuado en el 'log' y se aborta el programa.
5. A continuación se configura el sistema de adquisición de datos en los siguientes pasos, en este caso si existe algún problema en cualquiera de las etapas se anotaría el código adecuado en el 'log' y se abortaría el programa:
 - i. Paso 1: Se inicializa la comunicación con el `QUICKUSB`, mediante la función `QuickUSBConfigureQUSB()` y leemos todos los parámetros de configuración de la máquina mediante la función `init_SPECT()`.
 - ii. Paso 2: Se programa la FPGA para que funcione en modo SPECT mediante la función `QuickUSBWriteFpga()`.
 - iii. Paso 3: Se fija los umbrales de comparación asociados a cada detector, en función del valor indicado en el archivo `SPECT_params.txt`.
 - iv. Paso 4: Se configura el `socket` de lectura del sistema de adquisición, en modo no bloqueante para poder recibir eventos del mismo.
 - v. Paso 5: Se reserva memoria para guardar las imágenes de llenado de campo de cada detector, cuando el usuario pulsa center.
6. Se realiza `home` de todos los ejes y se alinea el detector en su eje tangencial.
7. Se posicionan los detectores y el anillo según los parámetros de entrada introducidos.
 - i. Detectores: se sitúan según el `ROR` deseado, el tipo de colimador empleado y si estamos en modo calibración. La distancia a mover de los detectores se muestran en la Tabla 4.12.

ROR (cm)	Modo Adquisición		Modo Calibración		
	Colimador Paralelo	Colimador Pinhole	Colimador Paralelo	Colimador Pinhole	Sin colimador
25	-5 mm	0 mm	-5mm	0 mm	-15 mm
35	-15 mm	-10 mm	-15mm	-10 mm	-25 mm
45	-25 mm	-20 mm	-25mm	-20 mm	-35 mm

Tabla 4.12 Magnitud del movimiento de los detectores para una ROR establecida

- ii. Anillo: el desplazamiento depende del tipo de estudio requerido: en el caso de una proyección axial el anillo rota 90 grados en sentido de las agujas del reloj, en el resto de casos no es necesario realizar ningún posicionamiento.
8. Si estamos en modo adquisición normal, (el caso de modo calibración ir a paso 9), se calcula el límite de movimiento de la cama para permitir el número de camas necesarias. Asimismo, se comprueba que el tiempo total de adquisición es correcto, si no, el programa se aborta y muestra el error correspondiente.

A continuación se obtiene el número de barridos angulares que debe realizar el tomógrafo, después pasamos al paso 10.
 9. Si estamos en modo calibración, situamos la cama en la posición especificada por línea de comandos, indicado en el parámetro $-b$, ver Tabla 4.3. Posteriormente se actualiza el campo *state* del archivo *acq_info.log* estableciendo el valor dos. Con se indica que se puede enviar la señal *START*. De aquí avanzamos al paso 15.
 10. Se escribe en el campo *state* del archivo *acq_info.log* un 2 para indicar que se puede enviar la señal *CENTER* a partir de este momento.
 11. En este punto el programa de adquisición se desdobra en dos procesos. Estos dos procesos gestionan el centrado del sujeto en *FoV* de los detectores.
 - i. Proceso padre: es el proceso original que arrancamos. Cuando reciba la señal *CENTER*, mata al proceso hijo y continúa con la ejecución del programa.
 - ii. Proceso hijo: se encarga de controlar el posicionamiento óptimo de los ejes motorizados mediante el *handset* en un bucle indefinido. En la sección 4.4.5.1 se explica con más detalle este funcionamiento.
 12. Cuando el usuario esté conforme con la posición de la cama, este envía la señal *CENTER* lo que provoca que el proceso padre mate al proceso hijo y continúe la ejecución del programa.

13. A continuación la cama se mueve la distancia fija que comprende entre el haz del láser proyectado y el *FOV* de los detectores.
14. Cuando la cama llegue a su posición óptima se procede al apagado del '*stand by*' de las controladoras de los ejes x, c e y. A continuación, se realizará una adquisición durante 10 segundos de ambos detectores para visualizar el contenido del *FOV*, y así el usuario puede comprobar lo que va adquirir.
15. Se escribe en el campo '*state*' del archivo *acq_info.log* un 3 para indicar que se puede enviar la señal *START* a partir de este momento.
16. Si el usuario esta conforme según las proyecciones adquiridas (sólo en modo adquisición) enviará la señal *START* y se escribe en el campo '*state*' del archivo *acq_info.log* un 4 para indicar que comienza la ejecución del bucle de adquisición principal.
17. Si estamos en modo calibración, el *software* espera a que usuario envíe la señal *START* y se modifica el archivo *acq_info.log* como en el punto 16.
18. Una vez acaba el bucle de adquisición principal se genera el archivo *.ACQ* de información de la adquisición. Se escribe en el campo '*state*' del archivo *acq_info.log* un 5 para indicar que todos los archivos han sido generados.
19. Se activan el '*stand by*' de las controladoras de los ejes x, c e y. El *software* comienza a situar los ejes en posición de '*home*'.
20. El programa finaliza dejando el sistema en la posición de '*home*' y liberando los recursos utilizados. Cuando ha finalizado, se escribe en el campo '*state*' del archivo *acq_info.log* un 6 para indicar que la adquisición ha sido realizada correctamente.

El diagrama de flujo de la Figura 4.7 muestra el funcionamiento general del programa *daq_SPECT*.

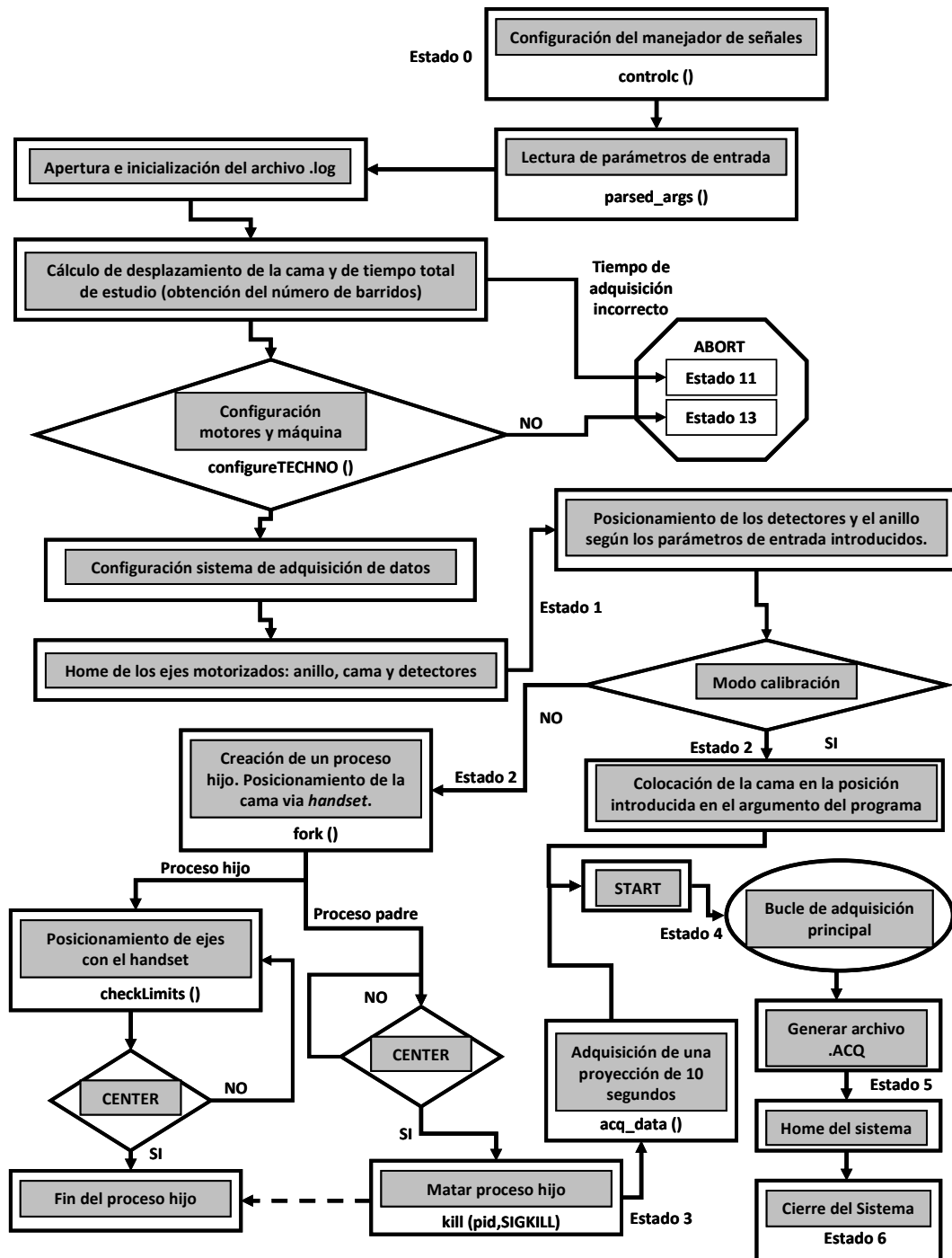


Figura 4.7 Diagrama de flujo del programa *daq_SPECT*

4.5.5.1 Posicionamiento vía *handset*

Como se ha comentado anteriormente, durante el proceso de centrado del objeto bajo estudio en el FOV se ejecutan en paralelo dos procesos. En esta sección se explica de forma más detallada el funcionamiento de cada uno de ellos.

El programa principal está implementado para que se bifurque en dos procesos. El nuevo proceso hijo se queda en un bucle indefinido ejecutando la función *checkLimits()*. El proceso original queda confinado esperando a recibir la señal *killall -10*, la cual indica que el usuario a pulsado *center*, el proceso padre sale del bucle de espera y mata al proceso hijo para continuar con la ejecución del programa.

Nótese que para sólo realizar este posicionamiento no es necesario bifurcar el programa en dos procesos. Se optado por esta opción para emplear al proceso padre en un uso futuro si en posicionamiento vía láser no es exacto: mientras transcurre el centrado de la cama por parte del proceso hijo, el proceso padre adquiere proyecciones para evaluar si el centrado es correcto.

checkLimits()

Esta función se encarga de mover el eje correspondiente a la cama mediante el uso del *handset* con tres botones, uno de avance, otro de retroceso y otro que ilumina con un *LASER* la posición de la cama que va a estar situada en el centro del *FoV* de los detectores. Su funcionamiento se basa en el manejo de unas variables pertenecientes a la estructura interna *t_TECHNO_system*, y que se inicializa con el archivo *pspect2.txt* (ver la sección 4.5.3.2). El api utilizado es el siguiente:

-handset I api: almacena el número de controladora a cuyas entradas de propósito general están conectadas las salidas del *handset*. Es por tanto, la controladora que debemos seleccionar para leer dichas entradas y detectar que el usuario ha pulsado el botón de avance o retroceso. El valor de esta variable no varía en toda la ejecución del programa y se fija en el archivo *pspect2.txt*.

El hilo de ejecución de la función es el siguiente

Se leen continuamente las entradas de la controladora *handset_I_api*, que se denominan a partir de ahora *posmove* (entrada de avance positivo) y *negmove* (entrada de avance negativo). Según dicho el valor detectado se actúa de la siguiente manera:

- *posmove=0* y *negmove=0*: el *handset* no está siendo actuado y no se ejecuta ninguna acción. Se continúa en el bucle comprobando dichas señales.
- *posmove=1* y *negmove=0*: implica que el botón de avance positivo ha sido pulsado y entramos en un nuevo bucle dependiente de *posmove*. En este bucle mueve

la cama en sentido positivo milímetro a milímetro hasta que se detecta que `posmove=0` (el usuario ha dejado de pulsar), en este caso se para el eje y salimos del bucle.

- `posmove=0` y `negmove=1`: el funcionamiento en cuanto a mecánica de movimiento es análogo al anterior, pero en este caso se realiza una comprobación adicional para asegurar que la cama se mueve hasta el punto límite, que indica que se puede realizar todas las camas programadas en el estudio. Si se llega a este punto, la cama deja de avanzar. Este punto se pasa por parámetros a `checkLimits()` y que se calcula en función del *FoV* del sistema y del solape entre camas.

- `posmove=1` y `negmove=1`: se trata del caso en el que el usuario pulse a la vez los dos botones. En esta situación no se ejecuta ninguna acción.

En la Figura 4.7, se muestra el diagrama de flujo de la función `checkLimits()`:

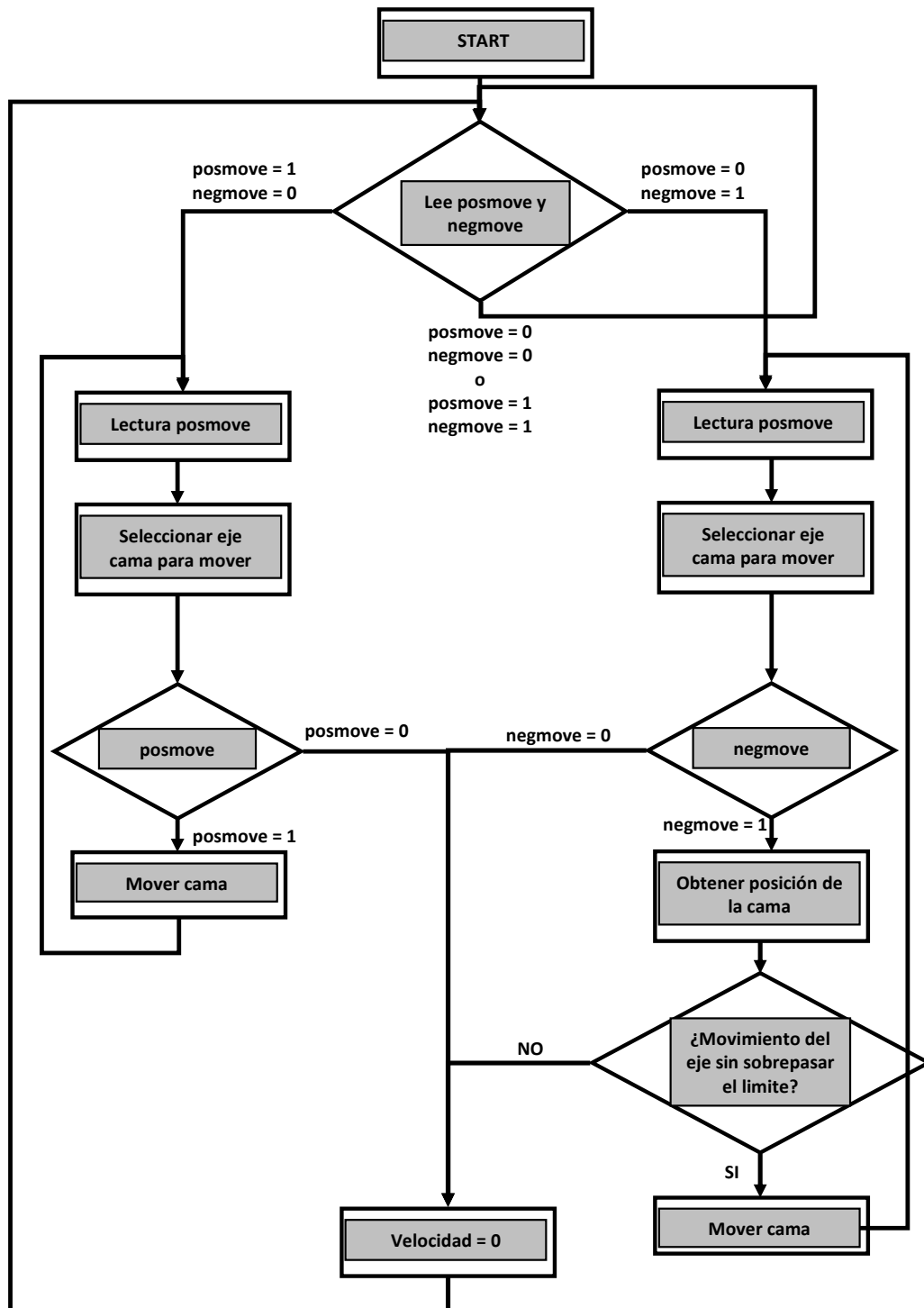


Figura 4.8 Diagrama de flujo de la función *checkLimits()*

4.5.5.2 Bucle de adquisición principal

En esta sección se muestra la parte más importante del programa `daq_SPECT`: el bucle adquisición principal. Esta parte se encarga de integrar los movimientos del sistema mecánico con el sistema de adquisición de datos según el tipo estudio seleccionado por la interfaz de usuario, y generar los archivos necesarios para su posterior reconstrucción.

Como observamos en la Figura 4.7, el bucle de adquisición no finaliza hasta que se han completado las camas y/o *frames* especificados por línea de comandos. Asimismo, cada cama o *frame* puede constar de uno o varios barridos (*spins*). Dentro de cada barrido, se sigue un protocolo en el que el anillo se mueve dando pasos y se adquieren datos en cada proyección. El flujo del proceso es el siguiente:

1. Se actualiza la posición del anillo.
2. Se mueve el anillo un paso, si estamos en modo tomográfico. Si estamos en modo proyección o en modo calibración, el anillo no se mueve.
3. Como la operación de movimiento del anillo no es bloqueante, se aprovecha el tiempo que tarda hasta llegar a la posición de disparo para procesar la proyección de la posición angular anterior.
4. Como se ha movido el anillo, llamamos a la función *positionEventReport()*, la cual introduce en los archivos LIST cualquier información de un cambio de posición de los ejes.
5. Se adquiere una proyección con el anillo parado durante el tiempo especificado por línea de comandos.
6. Una vez hemos terminado de realizar todas las tareas de una posición angular, volvemos al punto 1.

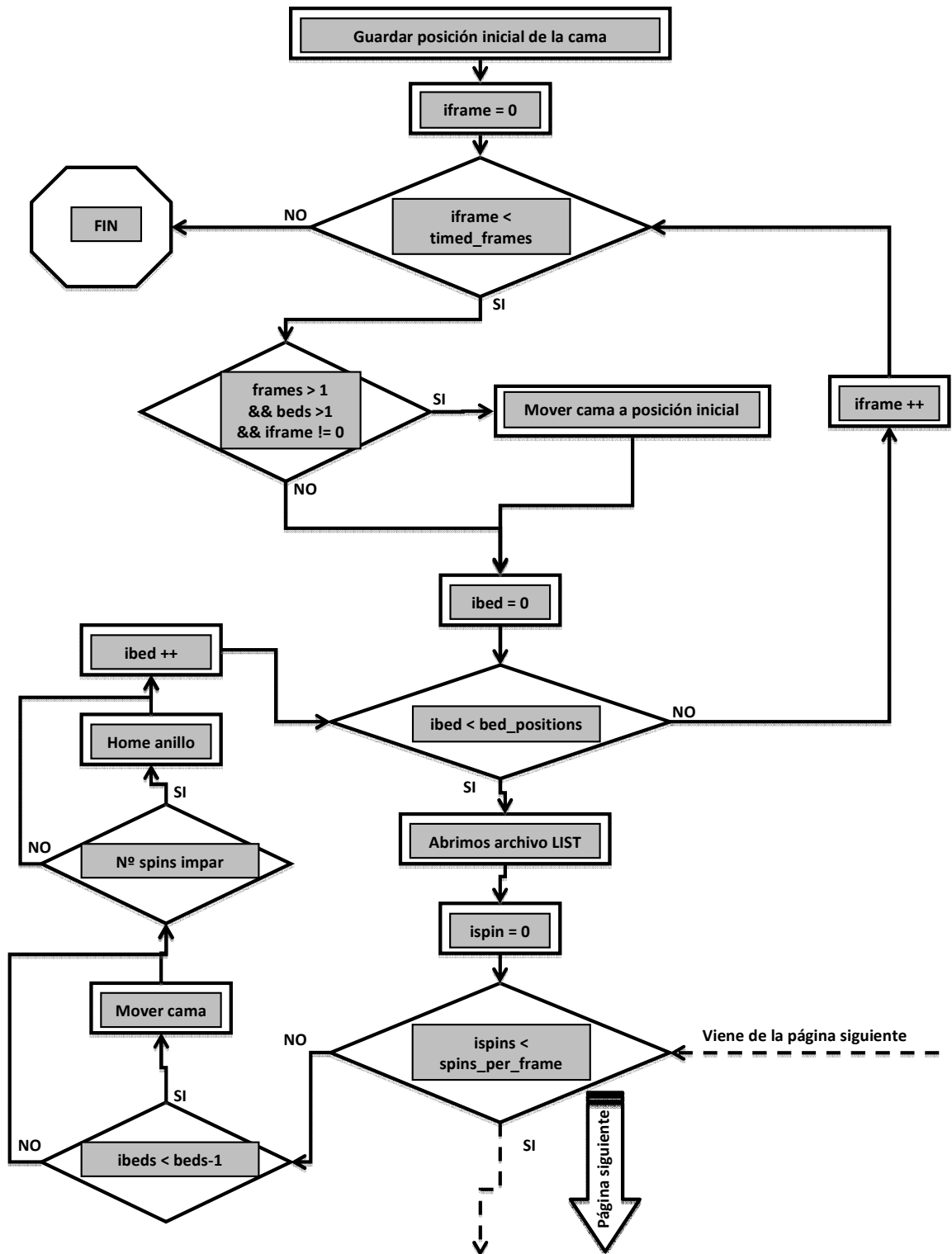


Figura 4.9 Diagrama de flujo del bucle de adquisición principal (parte 1)

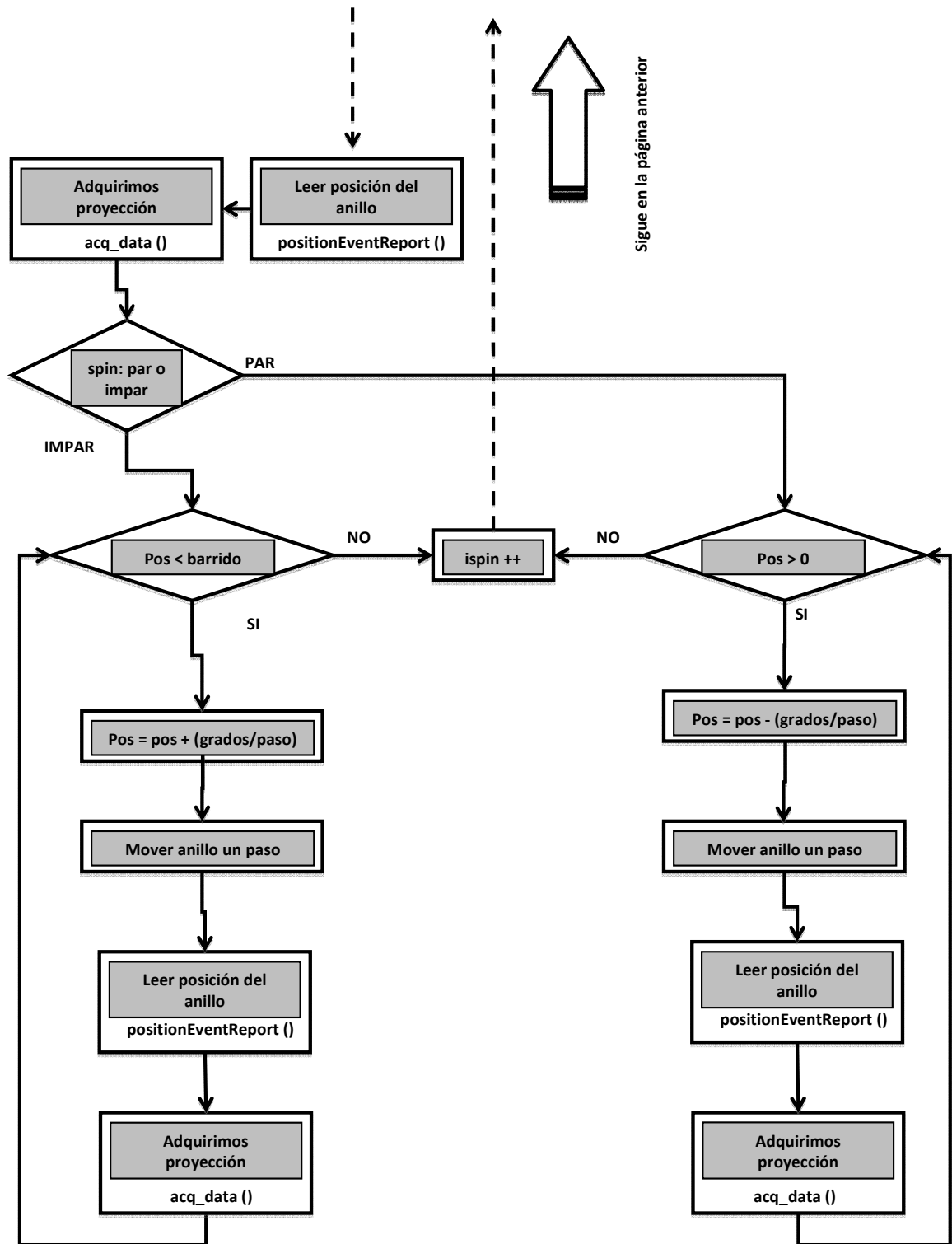


Figura 4.10 Diagrama de flujo del bucle de adquisición principal (parte 2)

A continuación se detallan las funciones más importantes del bucle de adquisición principal:

acq_data()

Esta función se encarga de la comunicación entre la tarjeta ADC conectada al *switch Ethernet* y el *PC* de control, para obtener los eventos adquiridos por las gamma-cámaras.

El primer paso que realiza esta función es inicializar las variables que sirven para contabilizar el número de cuentas y los errores detectados, con ello podemos avisar si existe algún error.

A continuación establecemos el tiempo total que va a durar la adquisición de los datos, si estamos en el caso de que el usuario ha pulsado *center* la adquisición tiene una duración de 10 segundos, en el resto de los casos, el tiempo de adquisición lo especifica el usuario en los parámetros introducidos por los argumentos de entrada.

Posteriormente, se comprueba si el indicador de parada está activo y si ha transcurrido el tiempo de adquisición, en caso de cumplir una de estas condiciones se finaliza la adquisición.

En caso contrario se leen datos del *socket* en paquetes de 1024 bytes. En caso de no leer datos se incrementa el contador de fallos '*num_fails++*', si *num_fails* es 50000, es decir, si no detectamos actividad en 10 segundos consecutivos aproximadamente, activamos el indicador de parada y se finaliza la adquisición. Se escribe en el campo *state* el valor 14 del archivo *ACQ_info.log* para indicar que no hay actividad en el *FoV* de los detectores.

Si leemos datos, se sitúa a cero el contador de '*num_fails*' y actualizamos el contador de eventos leídos. Como nuestro buffer de lectura tiene una capacidad de 4096 bytes, se vuelve a leer del *socket* de lectura 3 veces más hasta completarlo.

Cuando el buffer de lectura está lleno se procesan los eventos guardados con la función '*acquire_event()*', se sitúa a cero el indicador de lectura del buffer '*h*', y se informa al usuario de la tasa de cuentas adquiridas en los detectores.

Finalmente, se sale del bucle cuando se adquieren datos durante el tiempo establecido, tras lo cual, se muestra por pantalla un resumen de la adquisición realizada: los eventos totales adquiridos y la tasa de conteo a la que se han leídos.

Su funcionamiento se muestra en el siguiente diagrama:

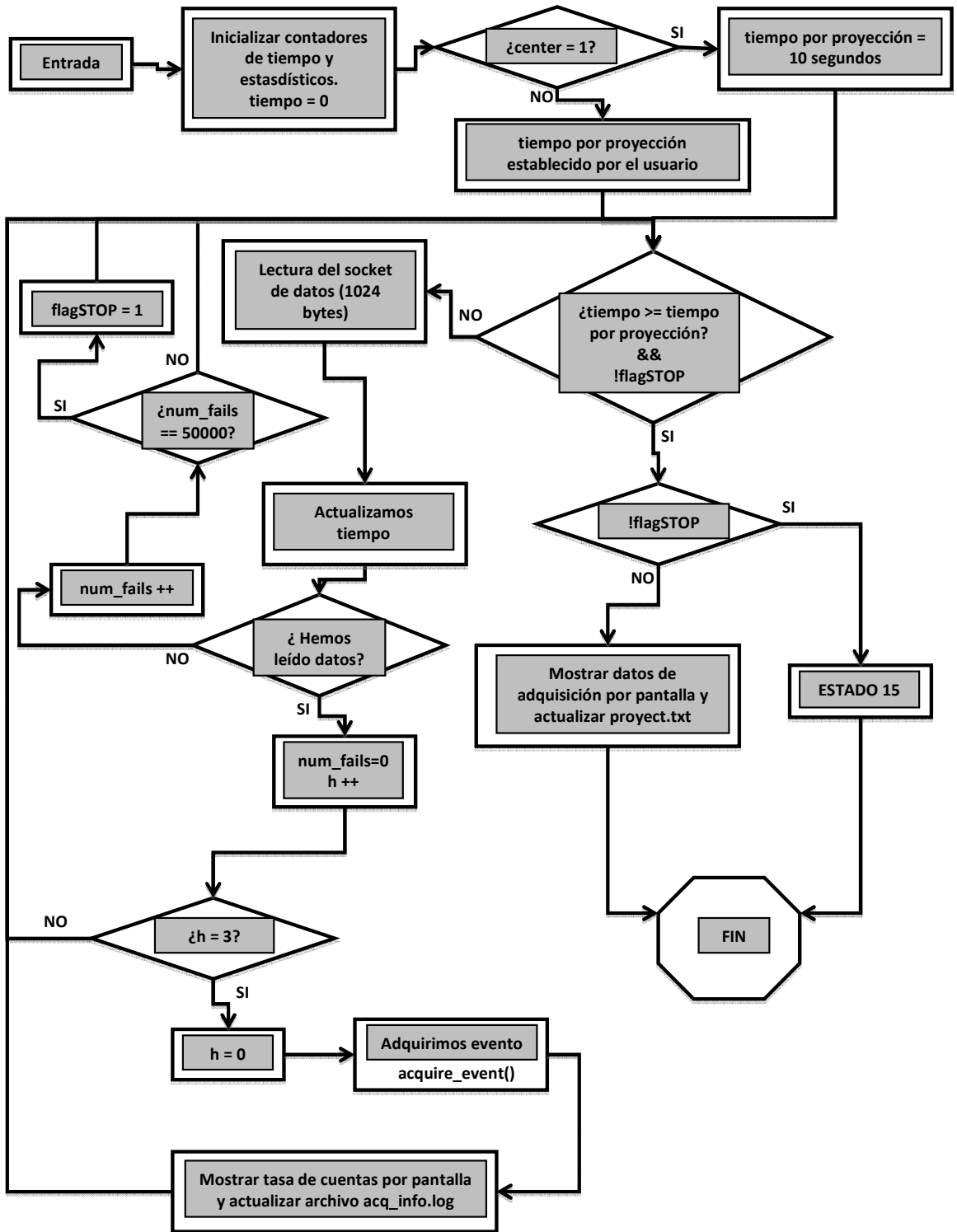


Figura 4.11 Diagrama de flujo de la función *acq_data()*

acquire_event()

El cometido principal de esta función es obtener las coordenadas y la energía de los eventos adquiridos en una proyección (ver función *acquire_event()*), y desechar aquellos eventos no válidos. En el procesado de eventos se pueden tener los siguientes casos:

Descripción	Característica	Definición	Acción
<i>Pile up</i>	Valor superior a 4095	Eventos que se sitúan por encima del rango establecido.	Desechar
<i>Count</i>	X,Y o energía entre 0 y 255	Eventos correctos	Añadir evento de datos al LIST. Almacenar el evento en la matriz de proyecciones si está seleccionado el modo generar proyecciones.
fallos	X,Y o energía mayores de 255 o menores que 0	Eventos incorrectos	Desechar
<i>Under range</i>	Valor inferior al ruido del canal	Eventos que se sitúan por debajo del rango establecido	Desechar

Tabla 4.13. Clasificación de eventos adquiridos

La función tiene ramificaciones en las que dependiendo de si se ha activado la opción de generar proyecciones, se realizan acciones encaminadas a tal fin, como almacenar los datos y generar un archivo .raw con cada proyección.

En cualquier caso, las cuentas adquiridas siempre se escriben en el archivo LIST. La escritura del archivo LIST a disco no se realiza evento a evento, ya que puede provocar el aumento del *dead time* del sistema completo, debido a que el acceso a disco es una operación temporalmente muy costosa. Para ello, se crea un buffer de escritura almacenado en la memoria con tramas de datos y sincronismo. De esta forma, cuando se ha llegado a una cantidad fija se efectúa la escritura a disco. En nuestro programa esta cantidad ha sido configurada a 9000 *bytes* que equivale a 3000 tramas.

El diagrama de flujo de esta función es el siguiente:

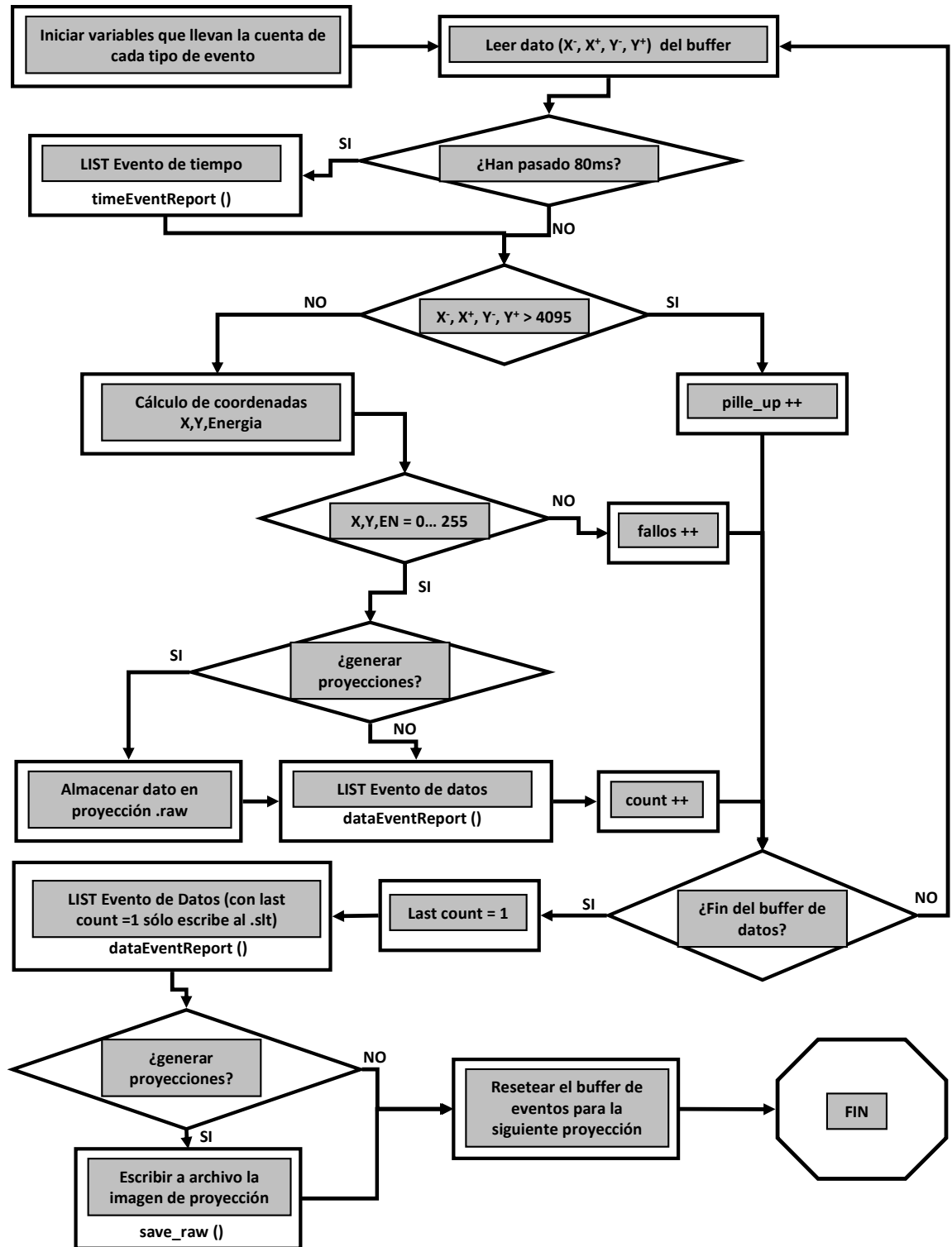


Figura 4.12 Diagrama de flujo de la función acquire_event()

Capítulo 5

Resultados

En esta sección se describen algunas de las pruebas básicas realizadas para evaluar la funcionalidad del software implementado.

5.1 Adquisición con el *software* de pruebas

En este apartado se muestran las adquisiciones realizadas con el *software* de pruebas *motor_shell_techsoft* con la finalidad de probar el funcionamiento del sistema de adquisición. Para ello, se ha empleado un maniquí de uniformidad que tiene una superficie similar a los detectores produciendo un campo plano para obtener una imagen de llenado de campo de los detectores (Figura 5.1).

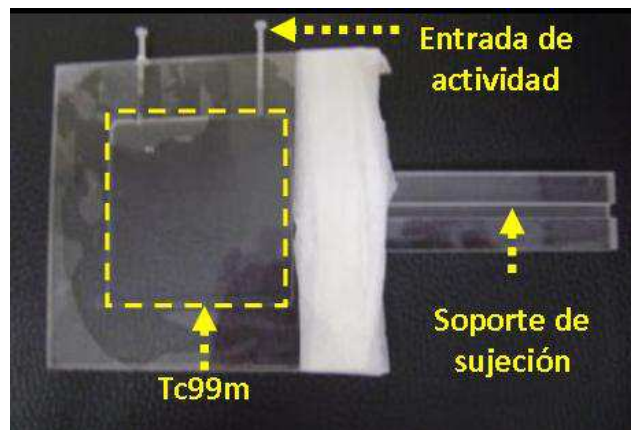


Figura 5.1 Maniquí de uniformidad

Para comprobar la funcionalidad del sistema de adquisición se ha utilizado el comando *acquireRaw*, el cual adquiere un determinado número de paquetes y los procesa en un determinado formato. La adquisición posee las siguientes características:

- Número de paquetes adquiridos: 400000.
- Isótopo utilizado Tc99m.
- Actividad empleada: 9.72 μ Ci.
- Tiempo de adquisición 1 hora.
- Eventos adquiridos por segundo 6800.
- Comando empleado: *acquireRaw raw 400000*
- Archivos de salida: imágenes de llenado de campo en formato raw
- Número de detectores empleados: 1

El resultado de esta adquisición se presenta en la Figura 5.2.

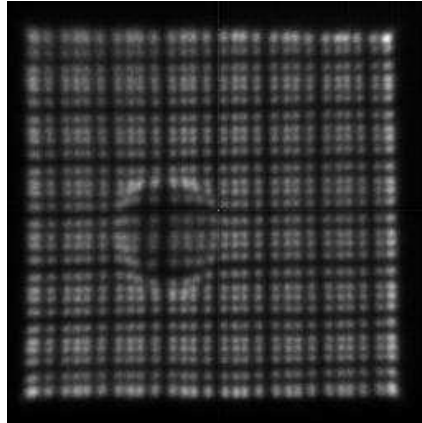


Figura 5.2 Adquisición de 400000 paquetes con el detector 1

Como se puede observar se aprecia una burbuja en la imagen, la cual aparece transcurrido una semana después de ensamblar los detectores.

Para diferenciar entre una imagen correcta y otra con burbuja se ha realizado una adquisición durante el periodo óptimo de los detectores. Las características de ese estudio son las siguientes:

- Número de paquetes adquiridos: 120000.
- Isótopo empleado: Tc99m.
- Actividad: 100 μ Ci.
- Tiempo de adquisición: 5 minutos y 10 segundos.
- Eventos adquiridos por segundo 25000.
- Comando empleado: acquireRaw raw 120000.
- Archivos de salida: imágenes de llenado de campo en formato raw.
- Número de detectores empleados: 2.

El resultado de la adquisición con ambos detectores en dicho periodo se muestra en la Figura 5.3.

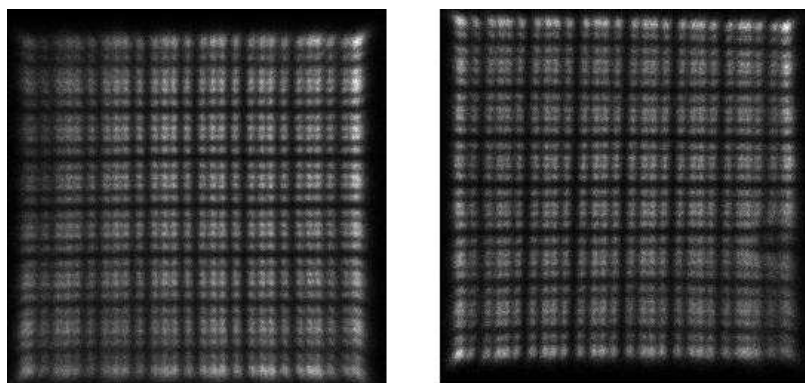


Figura 5.3 Adquisición de 400000 paquetes. Izquierda: detector 1. Derecha: detector 2

Como se observa el *software* y el sistema de adquisición funcionan correctamente en ambos casos.

5.2 Reconstrucción de un capilar

En este apartado se ha realizado una adquisición tomográfica de un capilar de 100 μL (Figura 5.4) empleando la interfaz de usuario, con la finalidad de comprobar el correcto funcionamiento del *software* desarrollado cuando es manejado desde la interfaz. El estudio posee las siguientes características:

- Número de proyecciones: 360.
- Tiempo por proyección: 10 segundos.
- Tiempo total de estudio: 1 hora.
- Isótopo utilizado: Tc99m.
- Actividad: 1.5 mCi
- Volumen del capilar: 100 μL .
- ROR: 45 cm.

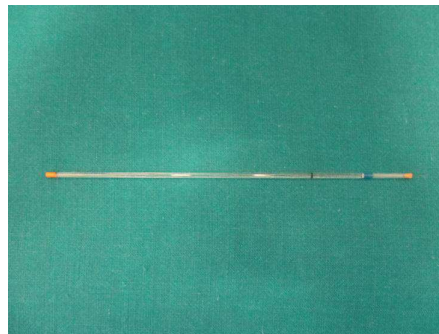


Figura 5.4 Capilar relleno de Tc99m

En el estudio se utilizaron colimadores paralelos como se muestra en Figura 5.5. En este caso , los colimadores se fijaron al detector con cinta americana por no disponer en ese momento de las piezas necesarias para su sujeción.



Figura 5.5 Prototipo FSPECT realizando tomografía de un capilar

A continuación se muestra la línea de comandos enviada desde la interfaz de usuario.

```
./daq_SPECT_only -f1 -c1 -p6 -q10 -m3600 -ncapilar100uL -l0
```

Como se mencionó en el capítulo 4, para que el usuario observe el contenido del *FoV* se adquieren dos imágenes de llenado de campo antes de arrancar la adquisición de datos (Figura 5.6).

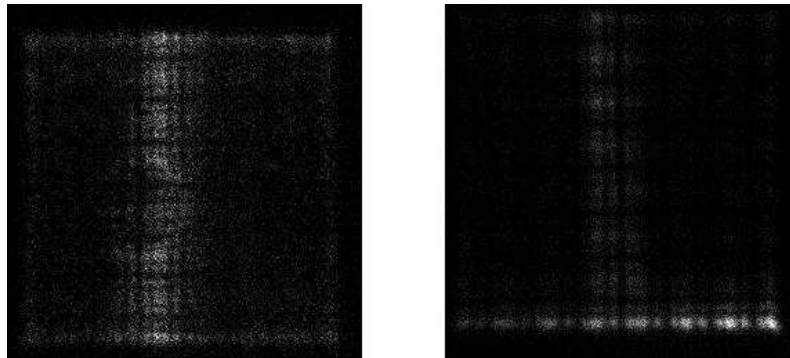


Figura 5.6 Imágenes de llenado de campo de ambos detectores.
Izquierda: detector 1. Derecha: detector2

En dichas imágenes, se observa que existe un problema en el ensamblado final de los detectores. En el detector 1 (Figura 5.3 izquierda) hay una burbuja de aire en la unión de silicona óptica que existe entre del cristal centelleador y el tubo fotomultiplicador. En el detector 2 se intentó solucionar este problema eliminando la silicona dejando el cristal en contacto con el tubo fotomultiplicador, pero se pierde mucha calidad en la imagen (Figura 5.3 derecha). Nótese que en esta prueba el objetivo es evaluar la funcionalidad del software de adquisición desarrollado en este proyecto, no siendo de interés la calidad de imagen obtenida, que como el lector podrá deducir, es función de muchos otros parámetros fuera del ámbito de este proyecto.

Posteriormente a partir de los archivos LIST obtenidos se generan las proyecciones correspondientes de este estudio con la interfaz de usuario sin aplicar la corrección de uniformidad y alineando de los espectros de energía (Figura 5.7), y posteriormente con corrección de uniformidad (Figura 5.8) (Olmo, 2011, Zamora, 2011).

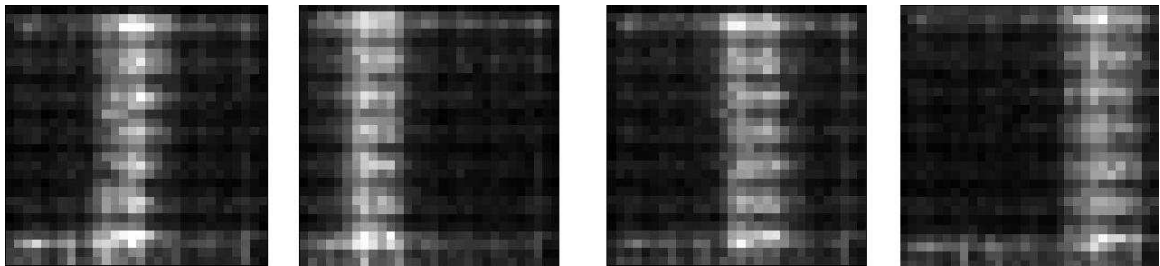


Figura 5.7 Proyecciones sin corregir a partir del capilar adquirido. De izquierda a derecha posiciones angulares de 1º, 90º, 180º y 270º respectivamente

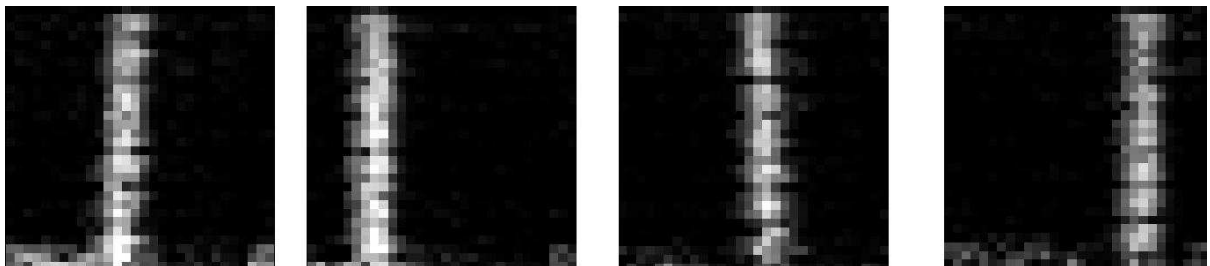


Figura 5.8 Proyecciones corregidas a partir del capilar adquirido. De izquierda a derecha posiciones angulares de 1º, 90º, 180º y 270º respectivamente

Observamos cómo las correcciones aplicadas implican una mejora en la calidad de la imagen. A partir de estas proyecciones corregidas, se llama al algoritmo de reconstrucción encargado de genera la imagen final.

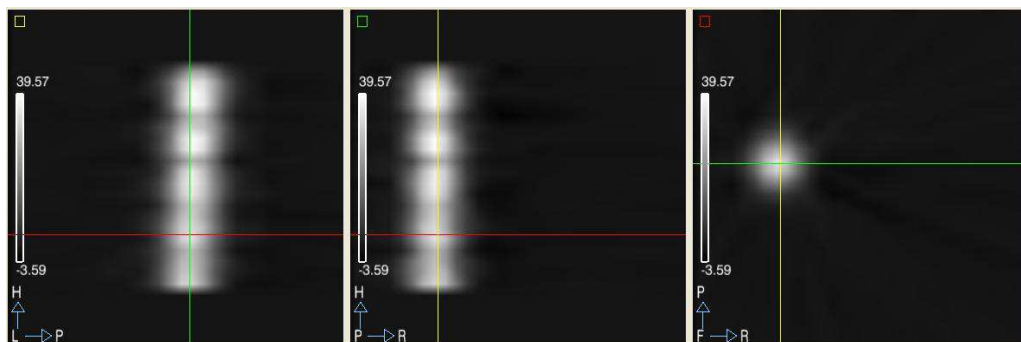


Figura 5.9 Reconstrucción del capilar. De izquierda a derecha planos sagital, coronal, axial

En la Figura 5.9 se muestran los cortes sagital, coronal y axial del capilar adquirido. La reconstrucción se obtiene de la interfaz de usuario y permite validar que los datos adquiridos son correctos a la espera de reconstruir más estudios cuando el prototipo esté finalizado.

5.3 Caracterización básica

Debido a los problemas mecánicos y de ensamblado final de los detectores mostrados en la sección 5.1 y 5.2 no se ha podido realizar la caracterización básica del tomógrafo, en cuanto a su resolución espacial y sensibilidad. Estos parámetros serán medidos en el futuro.

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras

En esta sección se muestran las conclusiones del trabajo realizado en este Proyecto de Fin de Carrera y las posibles líneas futuras a raíz de los resultados obtenidos.

6.1 Conclusiones

En este trabajo se ha definido el sistema de coordenadas del FSPECT, el formato de sus datos de salida y los archivos de configuración de su *software* de bajo nivel. En los diferentes programas implementados se ha modelado convenientemente los módulos utilizados (detectores, colimadores, controladoras de motores, tarjetas *trigger* y *ADC*) y se ha dotado de funcionalidad a cada uno de ellos. Para la realización de este trabajo, se desarrolló el *software* de prueba (*motor_shell_techsoft*) que ha servido para evaluar de forma aislada cada uno de los sistemas del aparato y para la implementación de nuevas funcionalidades. Finalmente, a partir de las funcionalidades desarrolladas en el *motor_shell_techsoft* se desarrolló el *software* de adquisición *daq_SPECT*, el cual cumple las especificaciones de partida que guiaron su diseño y desarrollo.

- Realización de diferentes tipos de estudios y distinta forma de adquisición de datos. Las posibilidades abarcan desde estudios en 2 dimensiones de una zona específica del cuerpo del sujeto, hasta la posibilidad de realizar un estudio en 4 dimensiones (3 dimensiones físicas, más la variable temporal) de cuerpo entero del sujeto. Los datos se guardan en forma de lista para su posterior procesamiento por la interfaz de usuario. De manera opcional se pueden obtener las proyecciones adquiridas en formato *'raw'*.
- Modularidad e independencia del sistema físico. La configuración de los sistemas mecánicos se realiza mediante ficheros de texto. Esto dota al *software* de una gran independencia y portabilidad a otros prototipos, ya que lo único que se debe modificar son dichos ficheros de texto. Con esto se consigue no realizar cambios significativos en los ficheros del código fuente.
- Sensibilización a señales *software*. Implica que el *software* es capaz de interactuar con el usuario a partir de unas señales previamente definidas: *STOP*, *START*, *ABORT* y *END*, que pueden proceder de la interfaz de usuario o de una línea de comandos del propio *shell* de la máquina.

Después de obtener los archivos finales del estudio, la interfaz de usuario se encarga de generar las proyecciones corregidas, de reconstruirlas y presentar los resultados finales como se ha mostrado en el Capítulo 5.

En conclusión se ha desarrollado el *software* de adquisición correctamente, cumpliendo los objetivos requeridos en el presente del Proyecto de Fin de Carrera.

Debido a que el prototipo no está finalizado no se ha podido realizar la evaluación del rendimiento del mismo.

6.2 Líneas futuras

En este apartado se comentan las líneas futuras para este Proyecto de Fin de Carrera.

- Caracterización básica del prototipo con los detectores en correcto estado (sin burbujas).
- Evaluación del prototipo con la mecánica de los colimadores en correcto estado.
- Evaluación de los distintos tipos de estudio con el prototipo FSPECT finalizado.
- Pruebas del sistema de movimientos implementado con diferentes tipos de camas diseñadas para el prototipo FSPECT: las camas de rata, ratón y calibración son distintas. Actualmente sólo disponemos de una única cama.
- Completar la evaluación en campo con animales de laboratorio. Actualmente, solo hemos podido realizar pruebas usando maniquís de calibración y capilares.
- Realización de un manual de usuario del *software* de adquisición desarrollado en este Proyecto de Fin de Carrera.

Capítulo 7

Presupuesto

En este capítulo se exponen los costes de este Proyecto de Fin de Carrera.

En este capítulo se presentan los costes globales de la realización de este Proyecto Fin de Carrera. Para ello, se desglosan los gastos en los siguientes apartados: organización y sueldos del personal involucrado, los materiales requeridos para la consecución y realización del mismo. Se finaliza con el resumen del presupuesto total del Proyecto.

7.1 Organización y costes de personal

Para la realización de este proyecto se han definido los siguientes grupos de trabajo para la correcta organización y ejecución del proyecto.

Grupo directivo: este equipo consiste en guiar administrar los recursos de los demás equipos de trabajo involucrados en el proyecto, en este caso este grupo lo forma un Doctor en Ingeniería de Telecomunicaciones.

Grupo hardware: son los ingenieros que se encargan de montar los dispositivos *hardware* y corregir errores en el diseño y su perfecta integración con el *software* de adquisición. En este proyecto lo forman dos ingenieros Superiores de Telecomunicaciones.

Grupo Software: son los ingenieros que se encargan en desarrollar el *software* de adquisición del prototipo y las pruebas de funcionamiento del mismo, en este caso lo forma un Ingeniero Superior de Telecomunicaciones.

En este Proyecto, el Ingeniero del grupo de *software* es uno de los integrantes del grupo de *hardware*.

Para el correcto funcionamiento y entrega de plazos del prototipo se desarrollaron las siguientes fases de ejecución del proyecto.

- Fase 1: planificación y documentación del proyecto.
- Fase 2: desarrollo de *software* de prueba *motor_shell_techsoft*.
- Fase 3: pruebas de integración del *software* de prueba, e integración del sistema mecánico y de adquisición.
- Fase 4: estado del Proyecto, fase de control de objetivos.
- Fase 5: desarrollo del *software* de adquisición y control para el prototipo SPECT.
- Fase 6: pruebas de funcionamiento del *software* de adquisición y control.

- Fase 7: estado del Proyecto, fase de control de objetivos.
- Fase 8: desarrollo de los protocolos de calibración y ajuste final del prototipo.
- Fase 9: cierre, desarrollo de la memoria y presentación del proyecto.

En la Tabla 7.1 mostramos la relación temporal/personal en la consecución del Proyecto:

Fase	Grupo de trabajo	Tiempo
Primera	Directivo	1 día
	Hardware	1 día
	Software	1 semana
Segunda	Software	4 semanas
Tercera	Hardware	1 semana
	Software	2 semanas
Cuarta	Directivo	1 día
	Hardware	1 día
	Software	1 día
Quinta	Software	5 semanas
Sexta	Hardware	1 semana
	Software	2 semanas
Séptima	Directivo	1 día
	Hardware	1 día
	Software	1 día
Octava	Software	1 semana
Novena	Software	5 semanas
TIEMPO TOTAL ESTIMADO		20 semanas

Tabla 7.1 Relación temporal/ personal del proyecto de fin de carrera

Teniendo en cuenta que un día laboral comprende 8 horas de trabajo y una semana son 5 días laborales el número de horas del personal se muestra a continuación, en función de la formación académica del personal.

7.1 Organización y costes de personal

- Doctor Ingeniero en Telecomunicaciones: 3 días → 24 horas
- Ingeniero de telecomunicación de *Hardware*: 3 días + 2 semanas → 13 días → 104 horas
- Ingeniero de telecomunicación de *Hardware* y *Software*: 20 semanas → 100 días → 800 horas.

Teniendo en cuenta que el sueldo de un Doctor Ingeniero en Telecomunicaciones asciende a 30 €/hora y el sueldo de un Ingeniero Superior en Telecomunicaciones asciende a 20 €/hora, el coste de personal es:

Personal	Numero total de horas	Importe
Doctor en Telecomunicaciones	24	720 €
Ing. Telecomunicación HW	104	2080 €
Ing. Telecomunicación SW	800	16000€
TOTAL		18800 €

Tabla 7.2 Resumen de los costes de personal

En resumen el gasto de personal asciende a:

Costes de personal = 18800€

7.2 Costes de material

En esta sección se contabilizan los gastos correspondientes al material empleado para la realización y consecución del Proyecto:

Material	Coste
Local (durante 5 meses ¹ a 600€/mes)	3000€
Ordenador Personal Intel Pentium 4 1 Gb RAM (5 meses) ²	100€
Ordenador del prototipo FSPECT	1000€
Documentación	300€
Cables <i>Ethernet</i> categoría 6 (30 metros)	50€
<i>Switch ethernet</i>	50€
Tarjeta ADC	2000 €
Tarjeta trigger	2000 €
Quick USB ³	400€
Otros gastos ⁴	1000€
TOTAL	6300€

Tabla 7.3. Resumen de los costes del material

Nótese:

¹La duración de del proyecto establecida en 5 meses esta calculada a partir del tiempo estimado total correspondiente a la sección 7.1 de 20 semanas, considerando que un mes laboral esta compuesto de 4 semanas laborales.

²En el apartado correspondiente al ordenador personal utilizado para desarrollar el *software* de adquisición, se ha prorrateado el coste del aparato según la duración del proyecto.

³En el caso del QUICKUSB, además del la tarjeta física, se incluyen las librerías en lenguaje de programación C para la utilización de la misma.

⁴En el apartado otros gastos se incluyen a los correspondientes del mantenimiento del local durante los 5 meses de duración del proyecto en luz, agua, teléfono, conexión a Internet y desplazamientos.

En resumen el gasto en material asciende a:

Costes de material = 6300€

7.3 Coste Económico total

En esta sección se calcula el presupuesto final de la realización del Proyecto de fin de Carrera, teniendo en cuenta gastos calculados en las secciones 7.1 y 7.2, añadiendo la carga impositiva del IVA:

Concepto	Importe
Costes personal	18800 €
Costes material	6300 €
Base imponible	25100€
IVA (18%)	4518€
TOTAL	29618€

Tabla 7.4 Resumen del coste total del Proyecto de Fin de Carrera

En resumen el presupuesto del Proyecto de Fin de Carrera es:

Coste Total= 29618€

Capítulo 8

Listado de acrónimos

ADC – *Analog to Digital Converter*, Convertidor Analógico-Digital.

API – *Application Programming Interface*, Interfaz de Programación de Aplicaciones.

ASCII – *American Standard Code for Information Interchange*, Código Estándar Estadounidense para el Intercambio de Información.

CAN – *Controller Area Network*, Controladora de Red Área.

CPU – *Central Processing Unit*, Unidad Central de Procesamiento.

CT – *Computed Tomography*, Tomografía Computerizada.

EEPROM – *Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*, Memoria de Solo Lectura Programable y Borrable Eléctricamente.

FOV – *Field of View*, Campo De Visión.

FSPECT – *Fast-SPECT*.

HGUGM – Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

HLD – *High Level Discriminator*, Discriminador de Nivel Alto.

HW – *Hardware*.

I²C – *Inter-Integrated Circuit*, Circuitos Inter-Integrados

IDL – *Interactive Data Language*, Lenguaje de Programación Interpretable

IVA – Impuesto sobre el Valor Añadido.

KeV – Kilo electrón Voltio.

LED – *Light Emitting Diode*, Diodo Emisor de Luz.

LASER – *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, Amplificación de Luz por Emisión Estimulada de Radiación.

LLD – *Low Level Discriminator*, Discriminador de Nivel Bajo.

MAC – *Media Access Control*, Control de Acceso al Medio.

MRI – *Magnetic Resonance Imaging*, Imagen de Resonancia Magnética.

OSEM – *Ordered Subset Expectation Maximization*.

PC – *Personal Computer*, Ordenador Personal.

PET *Positron Emission Tomography*, Tomografía por Emisión de Positrones.

PHA – *Pulse Height Analyser*, Analizador de Altura de Pulso.

QUSB – *Quick USB*.

RAM – *Random Access Memory*, Memoria de Acceso Aleatorio.

ROR – *Radius Of Rotation*, Radio De Rotación.

SEDECAL – Sociedad Española de Electromedicina y Calidad, S.A.

SPECT – *Single Photon Emisión Computed Tomography*, Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único.

SW – *Software*.

UDP – *User Datagram Protocol*.

USB – *Universal Serial Bus*, Bus Universal en Serie.

Capítulo 9

Referencias

Beekman F, van der Have, F., Vastenhouw, B., MSc1,2, van der Linden, A., van Rijk, P., Burbach, J.P. and Smidt, M. (U-SPECT-I: A Novel System for Submillimeter-Resolution Tomography with Radiolabeled Molecules in Mice. *The Journal of Nuclear Medicine* 46:1194-1200.2005).

BioScan (Julio 2011) BioScan NanoSPECT- CT Web Page.

Córcoles JC (2007) Implementación del sistema de movimientos de un tomógrafo SPECT para pequeños animales de laboratorio. Universidad Politécnica de Valencia.

Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME (2003) *Physics in Nuclear Medicine*.

Desco M (2006) Técnicas de generación de imágenes médicas. In: *Ingeniería Biomédica Imágenes Médicas*, vol. Ciencia y Técnica, 49, pp 27-50 Cuenca: Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha.

Electric G (eXplorespecZT de General Electric Septiembre 2011).

Hamamatsu P (2006) Flat panel type multianode photomultiplier H8500 Datasheet.

L J (2012) Refracción Ley de Snell.

Lage E, Crespillo C (2011) FSPECT: Configuración del DAQ. Laboratorio de Imagen Médica Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

Lage E, Tapias G, Villena J, Desco M, Vaquero JJ (Data acquisition electronics for gamma ray emission tomography using width-modulated leading-edge discriminators. *Physics in Medicine and Biology* 55:4291-4308.2010).

Lage Negro E (2010) Sistemas tomográficos multimodalidad para animales de laboratorio. In: ETSI de Telecomunicación(Vaquero, J. J. and Desco, M., eds) Madrid: Universidad Politécnica.

Leslie WD, Leslie WD, Greenberg ID (2003) *Nuclear medicine: Landes Bioscience*.

Maher K (2006) *Basic Physics of Nuclear Medicine: loss, Llc*.

MiLabs (Julio 2011) MiLabs Web Page.

Newport (1998) Anular rotation stages User's manual.

Olmo AM (2011) Interfaz de usuario para la adquisición de datos, calibración y reconstrucción de imagen para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio. In: Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial(Lage Negro, E., ed): Carlos III de Madrid.

Owis (2007) Precision Linear Stage LTM 80 Product Information.

Podgorsak EB (2010) Radiation physics for medical physicists. Berlin; New York: Springer.

QUICKUSB (2012) Bitwise Systems.

Technosoft (2006) ISCM4805/ISCM8005-DIN User Manual.

van der Have F, Vastenhouw, B., Ramakers, R.M., Branderhorst, W., Krah, J.O., Ji, C., Staelens, S.G., Beekman, F.J. (U-SPECT-II: An Ultra-High-Resolution Device for Molecular Small-Animal Imaging. The Journal of Nuclear Medicine 50:599-605.2009).

Velmex I (2000) BiSlide Assemblies owner's manual.

Villena JL (2008) Desarrollo de un sistema de adquisición de datos para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio. In: Ingeniería Electrónica(Lage Negro, E., ed): Universidad Politécnica de Madrid.

Zamora GE (2011) Desarrollo de interfaz de calibración para sistema tomográfico SPECT de animales de laboratorio. In: Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial(Lage Negro, E., ed): Carlos III de Madrid.

Capítulo 10

Anexo

10.1 Anexo: Montaje de los detectores

En el siguiente anexo, se muestra el proceso de montaje empleado en los detectores, el cual consiste en los siguientes pasos:

10.1.1 Preparación del material

En este proceso se necesitan los siguientes materiales:



Figura 10.1 Material empleado en el montaje. Cristal centellador en su soporte de tungsteno (izquierda), Alcohol (centro), Silicona óptica (derecha), Espátula de precisión (adelante)

- Alcohol: para limpiar la unión de suciedad.
- Soporte de tungsteno.
- Gasas esterilizadas.
- Espátula de precisión: para aplicar la silicona en la superficie de interés.
- Guantes de vinilo: para evitar ensuciar las superficies.
- Teflón: para ajustar los cristales a la pieza de tungsteno.

- Silicona óptica: sirve para hacer de unión entre la matriz de cristales centelladores y el tubo fotomultiplicador.

Este tipo de silicona tiene un índice de refracción muy cercano al correspondiente con los cristales centelladores y al tubo fotomultiplicador, este aspecto es muy esencial ya que según la ley de Snell, los rayos de luz que atraviesen los dos medios se refractarán en la superficie variando su dirección de propagación dependiendo del cociente entre los índices de refracción, según la Expresión 10.1:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (10.1)$$

En la Figura 10.2 podemos ver como se manifiesta la ley de Snell.

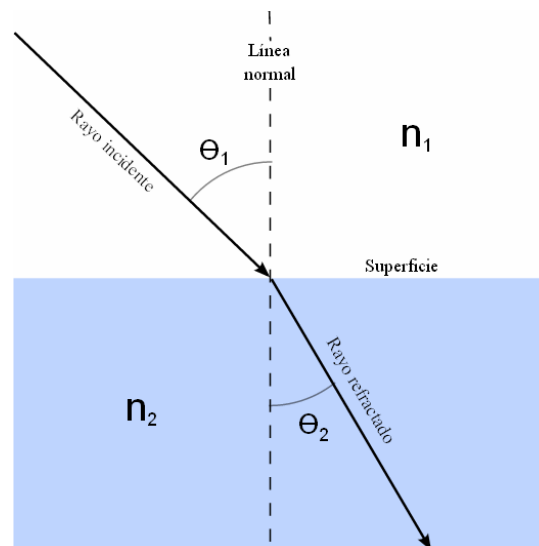


Figura 10.2 Ley de Snell (L, 2012)

Por lo tanto, en el caso que los fotones de luz no entren de forma perfecta con $\theta_1=0$, gracias a la acción de los colimadores, esta silicona minimizará la variación en la dirección de propagación del fotón de luz, cuando atraviesa medios diferentes.

10.1.2 Limpieza de los materiales

Se sitúa el teflón, se utiliza este material debido a que es impermeable y no deja residuos sobre la superficie para que no existan holguras, y permite encajar perfectamente la matriz de cristales en el soporte de tungsteno como observamos en la Figura 10.3:

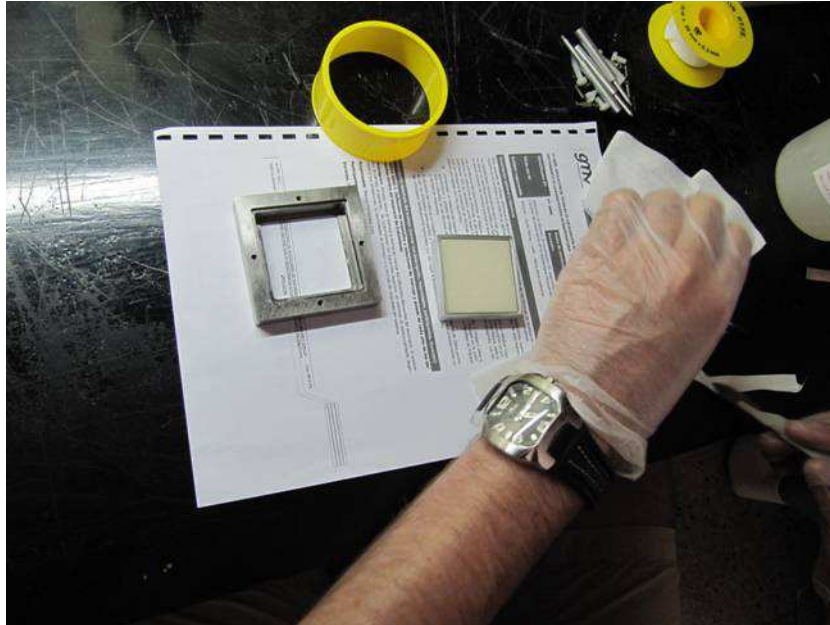


Figura 10.3 Ajustando el soporte de tungsteno con teflón

Posteriormente se limpia la matriz de cristales con alcohol para usando guantes, para evitar ensuciar los cristales.

Al realizar esta operación se debe situar la matriz de cristales según indica la fecha del soporte, debido a que indica la posición del eje Y, como se muestra en la Figura 10.4.

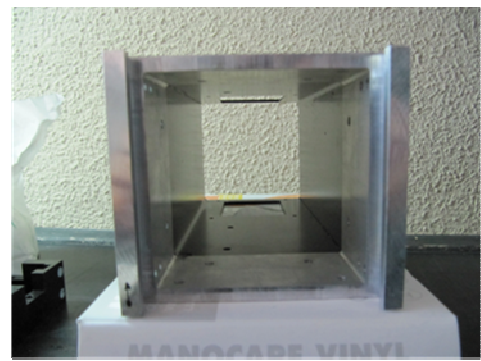
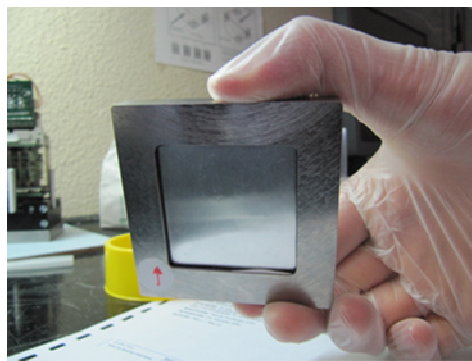


Figura 10.4 Indicaciones de los ejes en cada soporte

Finalmente se limpia la superficie del tubo fotomultiplicador con alcohol de la misma manera que el cristal centellador.

10.1.3 Ensamblado final

Se procede a aplicar la silicona sobre la superficie del cristal como se indica en la Figura 10.5:



Figura 10.5 Aplicación de la silicona óptica

La manera de aplicar la silicona es muy importante, debe quedar lo más uniforme posible para evitar la formación de burbujas de aire que distorsionen la imagen de campo del detector, porque reducen la resolución y la calidad de la imagen obtenida, como se observa en la Figura 10.6 la formación de 3 burbujas:

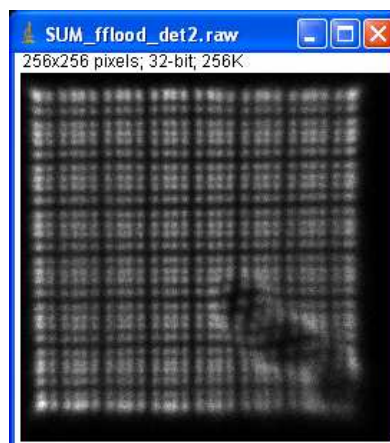


Figura 10.6 Imagen de llenado de campo con burbujas

Posteriormente, se unen el cristal centellador y el tubo fotomultiplicador, realizando movimientos circulares en las dos partes para que se distribuya uniformemente la silicona en ambas partes y así evitar la formación de burbujas de aire.

A la hora de unirlos hay que tener en cuenta la orientación del mismo, ya que como el soporte de tungsteno este posee una flecha que indica donde esta orientado el eje Y, ver Figura 10.7, y por lo consiguiente debe estar alineados de la misma forma.

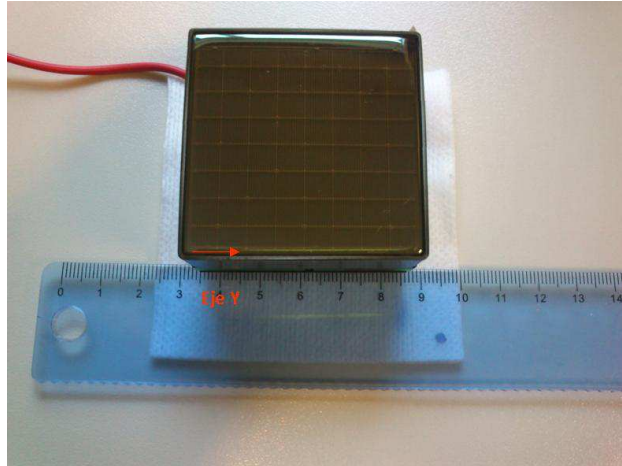


Figura 10.7. Tubo fotomultiplicador con la indicación del eje

Se retira la silicona sobrante y se procede al montaje del soporte para que la unión no se mueva y no se introduzca ninguna burbuja con el movimiento de los detectores en la máquina.

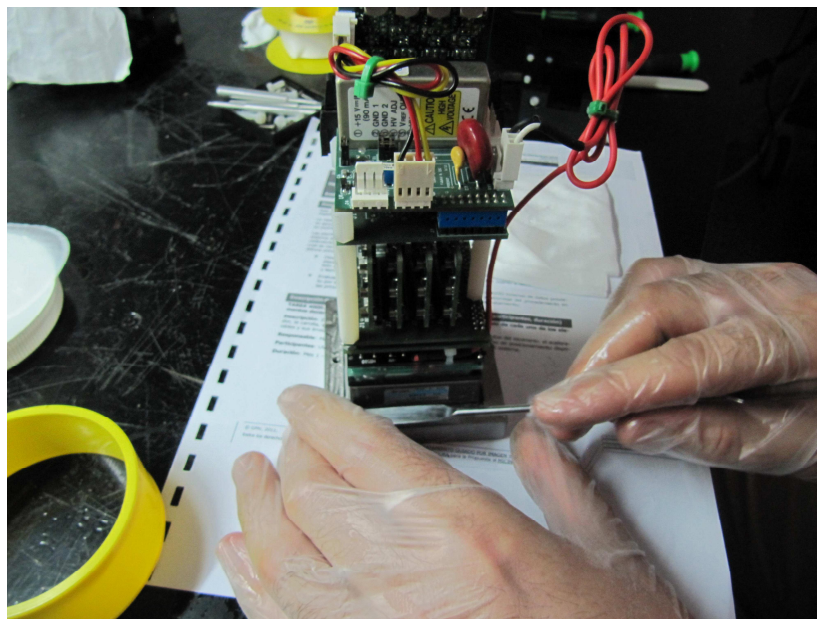


Figura 10.8. Retirando la silicona sobrante

Posteriormente de situar el soporte, se colocan los postes en los agujeros que lo unen con la pieza de tungsteno. A continuación, se atornillan el soporte sin hacer fuerza. Una vez realizado se aprietan los tornillos dos a dos, es decir, después de asegurar uno, el siguiente es el de la esquina contraria, con esta técnica conseguimos que la unión entre el cristal y el tubo se mueva lo mínimo posible y reducimos la probabilidad de introducir burbujas.

A continuación se le aplica silicona de color negro, en las uniones de la electrónica y el soporte, se utiliza este tipo de silicona, debido a que este color no refleja la luz y se evita que la luz del exterior se introduzca en el fotomultiplicador y además añade una sujeción adicional entre el tubo y el soporte.

Finalmente, se le aplica una sujeción final con cinta aislante también de color negro, entre la base de tungsteno y el soporte, el resultado final es el siguiente:

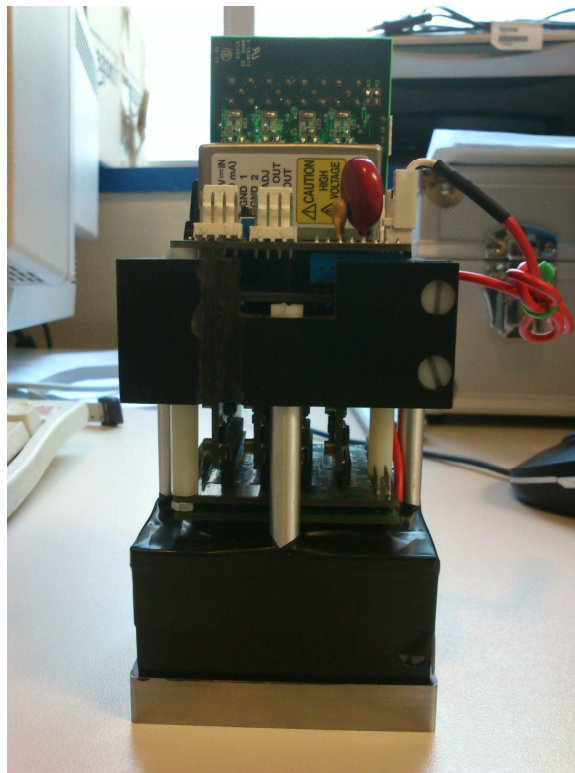


Figura 10.9. Montaje final del detector

Una vez montado el foto multiplicador se debe dejar reposar al menos 24 horas, debido a que este dispositivo amplifica los fotones de luz, y posee una ganancia de 1 millón, es decir por cada fotón produce 1 millón de electrones, y debido a que en el proceso de ensamblado a recibido luz, se debe de establecer un periodo de relajamiento para evitar errores en la adquisición.