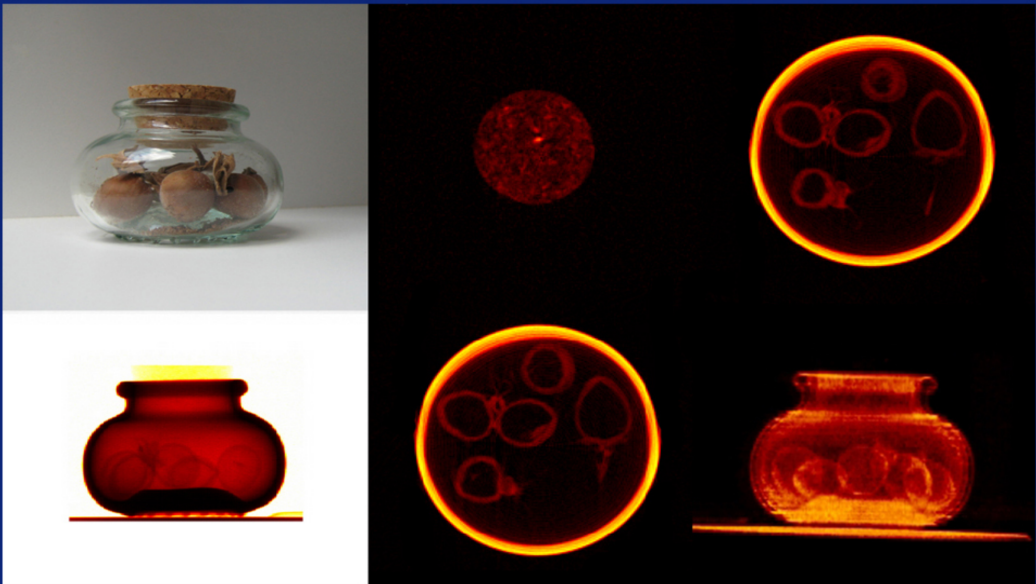


# Desarrollo, puesta en marcha y caracterización de un sistema de tomografía axial computarizada para ensayos no destructivos



**Lucía Franco Ferreira**



**FACULTAD DE FÍSICA**  
**Dpto. Física de Partículas**  
**Grupo de Investigación en Radiofísica**

UNIVERSIDAD DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

FACULTAD DE FÍSICA

Departamento de Física de Partículas



Desarrollo, puesta en marcha y  
caracterización de un sistema de  
tomografía axial computarizada  
para ensayos no destructivos

Lucía Franco Ferreira

2008



**Faustino Gómez Rodríguez.** Profesor titular del área de Física Atómica,  
Molecular y Nuclear de la Universidad de Santiago de Compostela

y

**Alfredo Iglesias Lago.** Post-doc Ramón y Cajal de la Universidad de Santiago de  
Compostela

## **INFORMAN**

que la memoria titulada

### **Desarrollo, puesta en marcha y caracterización de un sistema de tomografía axial computarizada para ensayos no destructivos**

fue realizada por D<sup>a</sup>. Lucía Franco Ferreira  
en el **Departamento de Física de Partículas**  
de la **Universidad de Santiago de Compostela**  
bajo su dirección, y constituye el trabajo de tesis que  
presenta para optar al Grado de Doctor en Ciencias Físicas.

Santiago de Compostela, a 2 de junio de 2008.

Fdo. Faustino Gómez Rodríguez

Fdo. Alfredo Iglesias Lago

Fdo. Lucía Franco Ferreira



Suerte y fortaleza van juntas.  
Cuando aparece la suerte hay que tener  
fortaleza para seguirla, y hay que tener fortaleza  
para esperar la suerte.

*A Javier,  
mi suerte y fortaleza.*



# Agradecimientos

Gracias a Faustino y a Alfredo, por la dirección de tesis y haberme visto capaz de realizar el proyecto. He aprendido mucho en estos años, de vuestra experiencia y conocimiento.

Gracias al resto del Grupo de Investigación en Radiofísica: Juan y Javier (mis predecesores que ya no están), Diego, Beatriz y Pablo (por haber sobrevivido a mudanzas de laboratorio), Cristina, Martín y Antonio. Gracias por todo y por la convivencia diaria.

Gracias a Félix Vidal, de AIMEN. El proyecto en Porriño no sería nada sin tu ayuda!

Gracias al Dr. Antonio L. Llamas-Saiz, de la Unidade de Raios X de la RIAIDT de la USC, por su colaboración en las medidas realizadas en el capítulo 7.

Gracias a Olivia Fandiño Torres, del Laboratorio de Propiedades Termofísicas de la USC, por haber proporcionado los líquidos del estudio del capítulo 4. Y por ser una buena compañera de fatigas en nuestra época de tesis.

Gracias a los amigos: Roberto y Verónica, Luisa, Lucas, los de Galicia Acolle, los Boletus... el camino habría sido más difícil sin vosotros.

Gracias a mi familia: mis padres, Paula y Tomás. Me habéis respaldado en estos años: que si tesis, que si piso, que si boda... La casa siempre está ahí.

Gracias a mi nueva familia: Germán y Herminia, Herminia, Leticia y Jesús, Jesús y María, por haber creído en esta física loca.

Y, cómo no, gracias a Javier. Una etapa más acaba, para empezar otra, siempre contigo.



# Índice general

<b>I</b>	<b>Introducción</b>	<b>9</b>
<b>1.</b>	<b>Introducción.</b>	<b>11</b>
1.1.	Fundamentos físicos de los rayos X. . . . .	11
1.1.1.	Producción de rayos X. . . . .	11
1.1.2.	Interacción de radiación X con la materia. . . . .	12
1.1.3.	Tipos de interacciones. . . . .	15
1.2.	Tubos de rayos X. . . . .	19
1.3.	Detectores de centelleo. . . . .	22
1.3.1.	Materiales de centelleo. . . . .	23
1.3.2.	Tipos de materiales. . . . .	25
1.3.3.	Fotodetectores. . . . .	25
1.4.	Tomografía axial computarizada. . . . .	26
1.4.1.	Generaciones de sistemas tomográficos. . . . .	26
1.4.2.	Adquisición de datos a partir de integrales de línea. . . . .	28
1.4.3.	Reconstrucción de imagen. . . . .	29
1.4.4.	Algoritmo de retroproyección filtrada. . . . .	31
1.4.5.	Reconstrucción de geometría en abanico. . . . .	33
1.4.6.	Otros tipos de reconstrucción. . . . .	34
1.5.	Inspección radiográfica en Ensayos No Destructivos. . . . .	34
<b>II</b>	<b>Desarrollo del sistema</b>	<b>37</b>
<b>2.</b>	<b>Descripción del sistema de tomografía.</b>	<b>39</b>
2.1.	Fuente de rayos X. . . . .	40

2.2.	Sistema detector y de adquisición. . . . .	40
2.2.1.	Sistema XDAS de adquisición. . . . .	43
2.2.2.	Parámetros de adquisición. . . . .	46
2.3.	Sistema de posicionamiento. . . . .	47
2.3.1.	Ejes del sistema. . . . .	47
2.3.2.	Características de las bancadas. . . . .	48
2.3.3.	Control de las bandadas: controlador PID. . . . .	49
2.3.4.	Parámetros de las bancadas. . . . .	51
2.4.	Software de control y de adquisición. . . . .	52
2.4.1.	Modos de adquisición. . . . .	53
2.4.2.	Modos de adquisición adicionales. . . . .	55
2.4.3.	Software de usuario. . . . .	57
<b>3.</b>	<b>Reconstrucción y visualización.</b>	<b>63</b>
3.1.	Reconstrucción. . . . .	63
3.1.1.	Radiografías digitales. . . . .	63
3.1.2.	Reconstrucción de imagen tomográfica. . . . .	64
3.2.	Visualización. . . . .	65
<b>4.</b>	<b>Calibración del sistema tomográfico.</b>	<b>69</b>
4.1.	Caracterización geométrica del sistema. . . . .	69
4.1.1.	Nivelado de la cabina. . . . .	70
4.1.2.	Alineamiento horizontal del detector. . . . .	70
4.1.3.	Alineamiento de las bancadas verticales. . . . .	72
4.1.4.	Alineamiento de la bancada horizontal. . . . .	73
4.1.5.	Alineamiento horizontal de la bancada rotatoria. . . . .	73
4.1.6.	Magnificación. . . . .	75
4.2.	Calibración de la señal del detector. . . . .	76
4.3.	Calibración en densidades: unidades Hounsfield. . . . .	80
<b>III</b>	<b>Caracterización del sistema</b>	<b>83</b>
<b>5.</b>	<b>Caracterización del sistema I: Resolución espacial.</b>	<b>85</b>
5.1.	Resolución espacial en el plano de imagen. . . . .	85

5.1.1.	Función de transferencia de modulación: patrón de barras. . . .	86
5.1.2.	Medidas experimentales. . . . .	88
5.1.3.	Medida de la función de dispersión puntual. . . . .	89
5.1.4.	Medida de la resolución: objeto puntual. . . . .	90
5.1.5.	Comparación de medidas de resolución en el plano de imagen de corte. . . . .	93
5.2.	Resolución espacial para radiografía planar. . . . .	94
5.3.	Modo de super-resolución. . . . .	95
5.3.1.	Algoritmo de interpolación simple. . . . .	97
5.3.2.	Montaje mecánico. . . . .	99
5.3.3.	Resultados. . . . .	100
5.3.4.	Conclusiones. . . . .	104
<b>6.</b>	<b>Caracterización del sistema II: Artefactos.</b>	<b>105</b>
6.1.	Endurecimiento de haz. . . . .	105
6.1.1.	Corrección por filtrado de haz. . . . .	106
6.1.2.	Corrección de <i>beam hardening</i> por software. . . . .	108
6.2.	Radiación dispersa. . . . .	111
6.2.1.	Corrección de radiación dispersa. . . . .	112
6.2.2.	Caracterización de radiación dispersa. . . . .	113
6.3.	Ruido. . . . .	113
6.3.1.	Caracterización del ruido. . . . .	114
6.4.	<i>Aliasing</i> . . . . .	115
6.4.1.	Corrección de artefactos por <i>aliasing</i> . . . . .	117
6.5.	Contribuciones de artefactos en la imagen de un objeto metálico: sol- dadura. . . . .	118
<b>7.</b>	<b>Caracterización del sistema III: Detector.</b>	<b>121</b>
7.1.	Simulación. . . . .	122
7.1.1.	Condiciones de simulación. . . . .	123
7.2.	Medidas experimentales. . . . .	124
7.3.	Resultados. . . . .	125
7.3.1.	<i>Crosstalk</i> de luz. . . . .	126
7.3.2.	Factor de llenado. . . . .	128

7.3.3. Sensibilidad. . . . .	128
7.3.4. Función de transferencia de modulación. . . . .	129
7.4. Conclusiones. . . . .	129
<b>IV Aplicaciones y conclusiones</b>	<b>133</b>
<b>8. Aplicaciones.</b>	<b>135</b>
8.1. Inspección de objetos con bajo contraste. . . . .	135
8.1.1. Radiografías. . . . .	136
8.1.2. Imágenes tomográficas. . . . .	137
8.2. Inspección de objetos con alto contraste. . . . .	137
8.2.1. Radiografías. . . . .	138
8.2.2. Imágenes tomográficas. . . . .	138
8.3. Inspección de objetos metálicos. . . . .	139
8.3.1. Radiografías. . . . .	140
8.3.2. Imágenes tomográficas. . . . .	140
8.4. Conclusiones. . . . .	141
<b>9. Conclusiones.</b>	<b>151</b>
<b>V Apéndices</b>	<b>153</b>
<b>A. Controlador PID: conexiones y programas.</b>	<b>155</b>
A.1. Programas CNC. . . . .	155
A.2. Parámetros y conexiones. . . . .	161
<b>B. Comunicaciones serie: Módulo MiniVision, tarjeta XDAS.</b>	<b>165</b>
B.1. Módulo MiniVision. . . . .	165
B.2. Tarjeta XDAS. . . . .	167

# Resumen.

Este trabajo de tesis doctoral presenta el desarrollo y puesta en marcha de un sistema de tomografía axial computarizada basada en una matriz lineal de detectores de centelleo aplicada al campo de los ensayos no destructivos. El estudio se refiere al diseño y realización del sistema, aplicable también como sistema de radiografía digital, así como al análisis detallado de detectores de centelleo, a partir del utilizado en el tomógrafo.

El proyecto surge de la propuesta de desarrollo de un sistema de TAC industrial para END, definida por el grupo GIR de la USC y el Centro Tecnológico AIMEN, en el marco del proyecto Xunta *Desenvolvemento e posta en marcha dun equipo de tomografía computarizada baseada en matriz lineal de detectores en estado sólido para inspección de compoñentes metálicos* (ref. PGIDIT05DPI00401CT).

En la primera parte de la tesis se especifica el desarrollo del sistema, desde el montaje del hardware al software de control y de adquisición de datos. Una segunda parte es la calibración del sistema tomográfico, además de la reconstrucción y visualización de las imágenes adquiridas. Por último, se presenta la caracterización del tomógrafo (resolución y artefactos) y un estudio pormenorizado de centelleadores utilizados en este tipo de sistemas.

La estructura más detallada que sigue esta tesis es la siguiente:

## *Introducción.*

- **Capítulo 1.** Introducción teórica a distintos conceptos con los que se relaciona el tema de la tesis. Esto abarca la interacción radiación - materia y los detectores de centelleo, así como un resumen de la tomografía axial computarizada, para acabar con una reseña de inspección radiográfica en el campo de ensayos no destructivos.

## *Desarrollo del sistema.*

- **Capítulo 2.** Dentro de la parte del desarrollo del sistema tomográfico, este capítulo describe el sistema desde la fuente de radiación, la parte detectora y mecánica y el software desarrollado para el control y la adquisición de datos. Este software se ha desarrollado en LabVIEW, e integra los distintos elementos del tomógrafo: el tubo de rayos X, el movimiento de las bancadas (mediante la comunicación con el controlador PID de las mismas), y el sincronismo entre el movimiento de las bancadas y la adquisición de datos.
- **Capítulo 3.** En este capítulo se explica la reconstrucción para los distintos modos de adquisición: radiografía digital y tomografía (a partir del algoritmo de retroproyección filtrada). El formato de salida de la reconstrucción geométrica es un formato estándar: Analyze SPM. La visualización de imágenes se ha realizado mediante programas de software libre.
- **Capítulo 4.** En este último capítulo del desarrollo del sistema se describe la calibración del tomógrafo. Esta calibración se refiere tanto a la geometría (bancadas o caracterización de la magnificación) como a la calibración de la señal del sistema detector (pedestales y ganancia). Asimismo, se ha realizado una calibración del tomógrafo en unidades Hounsfield.

## *Caracterización del sistema.*

- **Capítulo 5.** La tercera parte de la tesis es la caracterización del sistema. En este primer capítulo se estudia la resolución espacial del tomógrafo siguiendo distintos métodos, desde el cálculo de la MTF con un patrón de barras a la visualización de un hilo estrecho. Se introduce una mejora en el sistema, mediante el desplazamiento del detector, para aumentar la resolución espacial.
- **Capítulo 6.** La siguiente parte de caracterización es el estudio y correcciones propuestas de los artefactos de imagen. En estos artefactos se incluye el endurecimiento de haz, la radiación dispersa, el ruido y *aliasing* como los más importantes que aparecen en la imagen reconstruida.
- **Capítulo 7.** Por último se realiza una caracterización de detectores de centelleo en matrices lineales comerciales, entre los que está el utilizado en el TAC (Gadox). Las medidas experimentales se comparan con simulaciones en MANTIS, un código basado en PENELOPE (un código Monte Carlo de transporte de electrones y fotones).

## *Aplicaciones y conclusiones.*

- **Aplicaciones y conclusiones.** Se presenta un resumen de las aplicaciones del tomógrafo, según tipo de adquisición y materiales, así como un listado de las principales conclusiones de este trabajo.

## *Apéndices.*

- Se incluyen además dos **apéndices**; en el primero de ellos se detallan las conexiones del controlador PID de las bancadas y los programas utilizados (en código CNC). En el segundo, se explican las conexiones vía serie de este controlador, así como las de la tarjeta de adquisición (XDAS).

Una parte importante del trabajo que se presenta en esta tesis se recoge además en las siguientes referencias:

- L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, F. Vidal, R. Ameneiro. Desarrollo y puesta en marcha de un sistema de tomografía axial computarizada para inspección de piezas, *XI Congreso Español de END*, Gijón (España), 4-6 julio 2007 [33].
- L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, F. Vidal, R. Ameneiro. Industrial radiography and tomography based on scanning linear scintillator array, *4<sup>th</sup> International Conference on NDT of HSNT*, Chania (Grecia), 11-14 octubre 2007 [34].
- L. Franco, F. Gómez, A. Badano. Characterization of the linear scintillator array signal response as a function of x-ray impact parameter, *Proceedings of the IEEE*, NSS 2007 [69].



# Parte I

## Introducción



# Capítulo 1

## Introducción.

### 1.1. Fundamentos físicos de los rayos X.

#### 1.1.1. Producción de rayos X.

Los rayos X son la radiación electromagnética emitida por partículas cargadas (generalmente electrones) en transiciones entre niveles de energía atómica (rayos X *característicos* o de *fluorescencia*) o al frenar en un campo de Coulomb (rayos X *continuos* o de *bremstrahlung*). Para una energía cuántica dada, un fotón de rayos X o gamma presenta las mismas propiedades, diferenciándose tan sólo en su origen: los rayos gamma son radiación electromagnética emitida por un núcleo o en reacciones de aniquilación entre materia y antimateria.

Los rangos de energía de rayos X se distinguen en términos del voltaje que los ha generado [1]:

0.1 - 20 kV.	Rayos X de baja energía o blandos.
20 - 120 kV.	Rayos X de radiodiagnóstico.
120 - 300 kV.	Rayos X de ortovoltaje.
300 kV - 1 MV.	Rayos X de energía intermedia.
> 1 MV.	Rayos X de megavoltaje.

Los fotones de rayos X se producen al frenarse un haz de electrones en un material; su energía cinética se transforma en radiación electromagnética. La máxima energía posible de los rayos X iguala por tanto a la energía cinética de los electrones.

Los rayos X característicos (fluorescencia) provienen de la interacción de un electrón de alta energía con un electrón de las capas internas del átomo, de forma que éste es expulsado. Cuando este hueco se ocupa con un electrón de las capas exteriores se emiten los rayos X característicos (figura 1.1). La energía de esta radiación es la

diferencia entre las energías de ligadura de ambas capas. Por ejemplo, para el wolframio (material típico en los blancos de tubos de rayos X), la energía entre transiciones entre la capa K y la L (línea  $K_{\alpha 1}$  del wolframio) es de 59.31 keV.

La radiación de frenado, *bremssstrahlung*, son las pérdidas radiactivas que sufre un electrón que se acerca al núcleo del átomo. La energía de esta radiación depende de la energía cinética inicial del electrón, y es la componente continua en un espectro de rayos X (figura 1.1). También puede originarse por pérdidas radiactivas de partículas cargadas (como protones o partículas alfa).

La expresión para la sección eficaz de *bremssstrahlung* parte de la aproximación de *blanco fino*. En ésta, un electrón atraviesa un blanco tan estrecho como para que la probabilidad de otro tipo de interacción sea negligible.

La sección eficaz diferencial, dada por la mecánica cuántica, para la emisión de *bremssstrahlung* en un rango de energía  $h\nu$  a  $h\nu+d(h\nu)$  es [2]:

$$d\sigma_{rad} = \alpha r_e^2 B Z^2 \left( \frac{T + m_0 c^2}{T} \right) \frac{d(h\nu)}{h\nu} \quad (1.1)$$

donde el electrón tiene una energía cinética inicial  $T$  e interacciona con un núcleo de número atómico  $Z$ .  $B$  es una función adimensional de  $Z, T$  y  $\alpha = 1/137$  es la constante de estructura fina. Las unidades de  $d\sigma_{rad}$  son  $\text{cm}^2/\text{núcleo}$ .

De aquí se obtiene que la intensidad de radiación de *bremssstrahlung* vendrá dada por el producto de la sección eficaz y la cantidad de energía radiada. Definiendo  $B$  como la intensidad de radiación emitida entre  $h\nu$  y  $h\nu + d(h\nu)$ , ésta será:

$$B = \frac{1}{\alpha r_e^2 Z^2} \frac{T}{(T + m_0 c^2)} h\nu \frac{d\sigma_{rad}}{d(h\nu)} \quad (1.2)$$

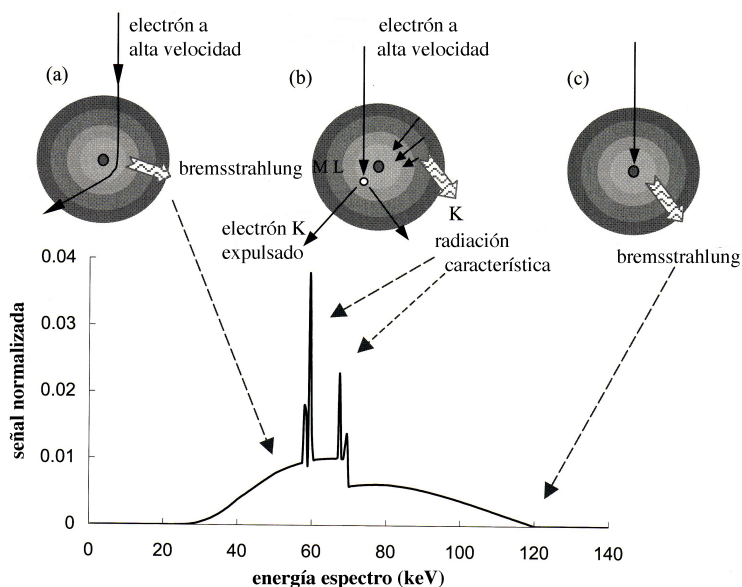
### 1.1.2. Interacción de radiación X con la materia.

La interacción de rayos X con la materia en el rango de energías para radiodiagnóstico y ensayos no destructivos se divide en tres tipos fundamentales: efecto fotoeléctrico, interacción Compton y dispersión coherente. Para energías superiores a 1.022 MeV (energía umbral) aparece la producción de pares (ver figura 1.2, [1]).

El efecto macroscópico de las interacciones en la materia es la absorción o dispersión de los fotones incidentes al atravesar un material. Se puede expresar la atenuación de un haz de rayos X monocromático al atravesar un material de densidad y número atómico uniformes como una relación exponencial:

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (1.3)$$

siendo  $I, I_0$ , respectivamente, las intensidades de fotones incidentes y de fotones que atraviesan el material sin interactuar,  $L$  el ancho del material y  $\mu$  el coeficiente



**Figura 1.1:** Interacción de un electrón en un blanco: relación con el espectro del tubo de rayos X.

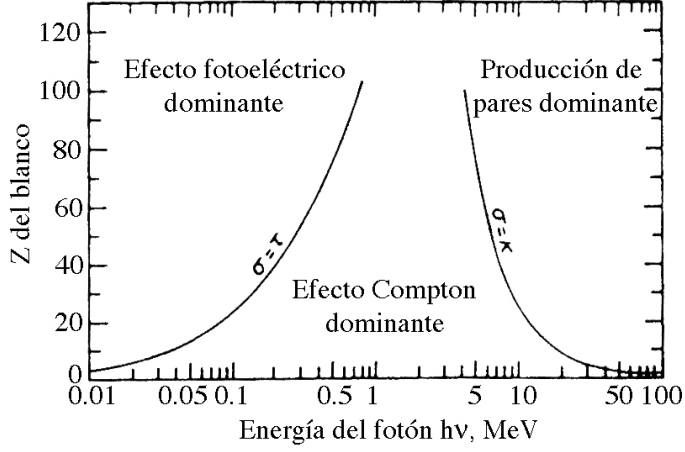
de atenuación lineal en el material.  $\mu$  es la suma de los coeficientes de atenuación para las interacciones fotoeléctrica, Compton, coherente y de pares en este material. Se da para partículas ionizantes no cargadas (fotones y neutrones), y es una constante que depende del material, del tipo de radiación y de su energía. También se suele utilizar el coeficiente de atenuación másico ( $\mu/\rho$ ), ya que este número depende sólo de  $Z$ , siendo independiente de la densidad del material [3], [4].

La ecuación 1.3 es válida en la llamada *geometría de haz estrecho*, en la que sólo se consideran detectadas las partículas primarias, es decir, aquéllas que no han sufrido interacciones [1]. En geometrías de haz ancho se introduce un factor de corrección que contabiliza las interacciones secundarias. Este factor se conoce como factor de *build-up*:

$$B = \frac{\text{Radiación primaria+secundaria}}{\text{Radiación primaria}} \quad (1.4)$$

$B=1$  en la geometría de haz estrecho, y  $B>1$  para el resto de los casos.

Para un material compuesto, el coeficiente de atenuación másico (a partir de la ecuación 1.3) viene dado por:



**Figura 1.2:** Dependencia de las interacciones fundamentales con la energía y el número atómico del blanco [1].

$$\mu_{mat} = \sum_{i=1}^l [\mu_i(E)]_i w_i \quad (1.5)$$

donde  $w_i$  es la fracción en peso del elemento  $i$ . El coeficiente de atenuación lineal se obtiene entonces multiplicando  $\mu_{mat}$  por la densidad del compuesto.

Otro parámetro útil en la transmisión de fotones es el recorrido libre medio,  $\lambda$ :

$$\lambda(E) = \frac{1}{\mu(E)} \quad (1.6)$$

$\lambda$  es la distancia media que un fotón avanza en el material entre interacciones, y es el valor inverso del coeficiente de atenuación lineal.

En las energías utilizadas en Medicina, las diferencias entre valores de  $\mu$  para tejidos es muy pequeña. Para aumentar estas diferencias, se utiliza una escala de intensidades (números de TAC) en la imagen reconstruida dada por [5]:

$$TAC_{num} = \frac{\mu - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000 \quad (1.7)$$

siendo  $\mu_{agua}$  el coeficiente de atenuación lineal del agua. Esta unidad también se conoce como unidad Hounsfield<sup>1</sup> (UH), y tiene un rango de valores muy amplio,

<sup>1</sup>En honor a Hounsfield, el inventor de la tomografía.

desde -1000 UH (para el aire;  $\mu_{\text{aire}}=0$ ) hasta 1000 UH (para tejido óseo en medicina) o mayores [5].

### 1.1.3. Tipos de interacciones.

#### Efecto fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico consiste en la absorción completa de un fotón por un electrón extraído del átomo (denominado fotoelectrón). El proceso tiene lugar si la energía del fotón supera la energía de ligadura dentro del átomo, de forma que el electrón será emitido con una energía cinética dada por:

$$E_{\text{fotoelectrón}} = h\nu - E_{\text{ligadura}} \quad (1.8)$$

Se forma entonces un ion positivo cuya estructura de niveles electrónicos tiene una vacante que se puede llenar mediante la emisión de rayos X característicos o bien por una cascada de electrones Auger<sup>2</sup>. Los electrones de las capas más internas presentan una mayor sección eficaz de absorción.

La sección eficaz para el efecto fotoeléctrico es función del número atómico del blanco y de la energía del fotón [6]:

$$\sigma_{\text{fotoeléctrico}} \propto \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (1.9)$$

con la siguiente parametrización, según la energía del fotón:

$h\nu$	0.1 MeV	5 MeV
n	4	$\sim 4.6$
m	$\sim 3$	1

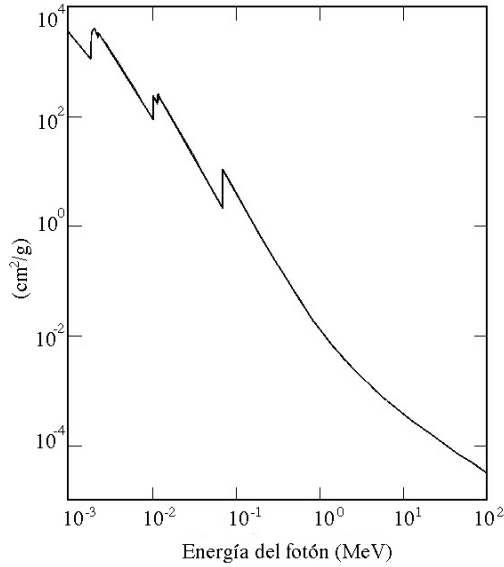
En la sección eficaz del efecto fotoeléctrico respecto a la energía aparecen caídas abruptas en las energías que corresponden a las energías internas de ligadura de los electrones del átomo. En la figura 1.3 se muestra la sección eficaz para el wolframio [56].

Es posible ver la contribución del efecto fotoeléctrico al coeficiente de atenuación másico de transferencia de energía a partir de su sección eficaz:

$$\frac{\mu_{\text{fotoel}}}{\rho} = \frac{N_A Z}{A} \sigma_{\text{fotoel}}, \quad \text{en cm}^2/\text{g} \quad (1.10)$$

---

<sup>2</sup>En el efecto Auger se transfiere a electrones del medio la energía de ligadura inicial del fotoelectrón menos la energía de ligadura de las capas más externas del átomo. Se podría producir en cascada, de forma que el átomo quedaría finalmente altamente ionizado en sus capas externas. Este efecto es más probable para átomos ligeros.



**Figura 1.3:** Sección eficaz del efecto fotoeléctrico para el wolframio [56]. Energías (MeV):  $6.953 \cdot 10^{-2}$  (capa K),  $1.21 \cdot 10^{-2}$  ( $L_1$ ),  $1.154 \cdot 10^{-2}$  ( $L_2$ ),  $1.021 \cdot 10^{-2}$  ( $L_3$ ),  $2.82 \cdot 10^{-3}$  ( $M_1$ ),  $2.575 \cdot 10^{-3}$  ( $M_2$ ),  $2.281 \cdot 10^{-3}$  ( $M_3$ ),  $1.872 \cdot 10^{-3}$  ( $M_4$ ),  $1.809 \cdot 10^{-3}$  ( $M_5$ ).

con  $N_A$  el número de Avogadro,  $Z$  el número atómico y  $A$  la masa en gramos de un mol de átomos (o moléculas). Sustituyendo en el caso de baja energía ( $h\nu < 0.1$  MeV):

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{fotoel}} \propto \frac{Z}{A} \frac{Z^3}{(h\nu)^3} \quad (1.11)$$

### Efecto Compton.

El efecto Compton es la dispersión de un fotón por un electrón del medio, ambos considerados como partículas. Se considera el electrón como no ligado al átomo, si bien se trata de una aproximación no válida cuando  $Z$  es alto y la energía del fotón es baja (domina el efecto fotoeléctrico, ver figura 1.2). La energía del fotón dispersado viene dada por:

$$E = \frac{E_0}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (1.12)$$

donde  $E_0 = h\nu$  es la energía inicial del fotón,  $\alpha = h\nu/m_0c^2$  y  $\theta$  el ángulo de

dispersión del fotón, de 0 a 180 grados. Los fotones de baja energía se dispersan a ángulos mayores de 90°, mientras que los de alta energía tienen una mayor probabilidad de dispersión hacia delante. La dispersión angular de los fotones dispersados sigue la conocida fórmula de Klein-Nishina. La sección eficaz de Klein - Nishina total para el efecto Compton por electrón es:

$$\sigma_e^{KN} = 2\pi r_0^2 \left\{ \frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \left[ \frac{2(1 + \alpha)}{(1 + 2\alpha)} - \frac{Ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{Ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right\} \quad (1.13)$$

siendo  $\alpha = h\nu/m_0c^2$ , con  $h\nu$  en MeV y  $m_0c^2 = 0.511$  MeV. Esta sección eficaz por electrón es independiente del número atómico  $Z$ , puesto que se asume una energía de ligadura del electrón nula. De aquí, la sección eficaz de Klein-Nishina para un átomo de cualquier  $Z$  será:

$$\sigma_a^{KN} = Z \cdot \sigma_e^{KN}, \quad \text{en cm}^2/\text{átomo} \quad (1.14)$$

Por otro lado, la probabilidad de interacción Compton en un material depende del número de electrones válidos como blanco, es decir, de la densidad electrónica,  $\rho(N_A Z/A)$  (en electrones/cm<sup>3</sup>). De aquí se obtiene la contribución del efecto Compton al coeficiente de atenuación másico en el material (al igual que en el efecto fotoeléctrico):

$$\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{Compton} = \frac{N_A Z}{A} \sigma_e^{KN}, \quad \text{en cm}^2/\text{g} \quad (1.15)$$

La falta de dependencia del número atómico lleva a una información de contraste muy pobre entre diferentes materiales. De aquí que para sistemas tomográficos sea importante minimizar el efecto Compton, mediante filtrado en el detector o una corrección algorítmica.

### Dispersión Rayleigh.

La dispersión Rayleigh o coherente consiste en la dispersión elástica de fotones de baja energía por los electrones del átomo. Los electrones oscilan siguiendo el campo electromagnético incidente produciendo un campo de radiación de la misma frecuencia. La radiación producida por cada electrón atómico se suma a las de los demás, dando lugar a la onda electromagnética emergente. Esta radiación se produce principalmente en la dirección hacia delante ( $<10^\circ$ ), de forma que aparece un haz de rayos X ligeramente más ancho.

La sección eficaz de la dispersión Rayleigh es prácticamente constante a energías bajas, y a alta energía (fijando como energía crítica  $Z/2$  MeV), presenta la siguiente dependencia:

$$\sigma_R \propto \frac{Z^2}{(h\nu)^2} \quad (1.16)$$

La contribución de la dispersión coherente al coeficiente de atenuación másico será, por tanto:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_R \propto \frac{Z}{(h\nu)^2} \quad (1.17)$$

Es un proceso subdominante; la contribución al coeficiente másico total es pequeña (menor de un 10%), siendo más importante a energías bajas y en átomos de bajo número atómico. Es, sin embargo, difícil de eliminar.

### Producción de pares.

Como ya se ha indicado, este efecto es importante sólo a altas energías ( $h\nu > 1.022$  MeV, es decir, la energía del fotón incidente ha de superar 2 veces el valor de la masa en reposo del electrón). Existen dos mecanismos principales para la creación de un par electrón-positrón, ya que sólo puede tener lugar en presencia de otra carga eléctrica en un campo coulombiano por conservación del cuadrimento. La producción de pares puede darse en el campo eléctrico de un núcleo (proceso dominante) o en el campo de un electrón (llamado proceso triplete).

La energía del fotón incidente se convierte en las masas y las energías cinéticas del par electrón - positrón (con una parte muy pequeña en el retroceso del núcleo). En general, el positrón frenará en el medio y se aniquilará con un electrón atómico, produciendo dos nuevos fotones de aniquilación de energía 0.511 MeV.

La sección eficaz de producción de pares en el campo de un núcleo se puede escribir como [8]:

$$\sigma_{p.pares} \approx 4\alpha r_0^2 Z^2 \left[ \frac{7}{9} \text{Ln} \left( \frac{2h\nu}{m_e c^2} \right) - \frac{109}{54} \right], \quad \text{con } \frac{h\nu}{m_e c^2} \leq \frac{1}{\alpha Z^{1/3}} \quad (1.18)$$

$$\sigma_{p.pares} \approx 4\alpha r_0^2 Z^2 \left[ \frac{7}{9} \text{Ln} \left( \frac{183}{Z^{1/3}} \right) - \frac{1}{54} \right], \quad \text{con } \frac{h\nu}{m_e c^2} > \frac{1}{\alpha Z^{1/3}} \quad (1.19)$$

con  $r_0$  el radio clásico del electrón y  $\alpha$  la constante de estructura fina. A alta energía esta sección eficaz tiende a ser constante, y presenta una dependencia con  $Z^2$ . De esta forma, su contribución al coeficiente de atenuación másico será proporcional a  $Z$ .

La sección eficaz de producción atómica de pares en el campo del electrón puede expresarse como una fracción de la sección eficaz para la producción de pares en el campo nuclear (parametrización válida hasta  $10^5$  MeV):

$$\sigma_{p.pares} = \frac{Z\sigma_{triplete}}{\sigma_{nucl}} \quad (1.20)$$

De aquí que la sección eficaz de pares en el campo nuclear sea proporcional a  $Z^2$ .

La contribución de la creación de pares al coeficiente de atenuación másico vendrá dada por la suma de las contribuciones del proceso de creación en el campo nuclear y el proceso triplete:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{p.pares} = \left(\frac{\mu_{p.pares}}{\rho}\right)_{nuclear} + \left(\frac{\mu_{p.pares}}{\rho}\right)_{triplete} \quad (1.21)$$

La contribución de la reacción triplete es mayor en átomos de bajo número atómico.

## 1.2. Tubos de rayos X.

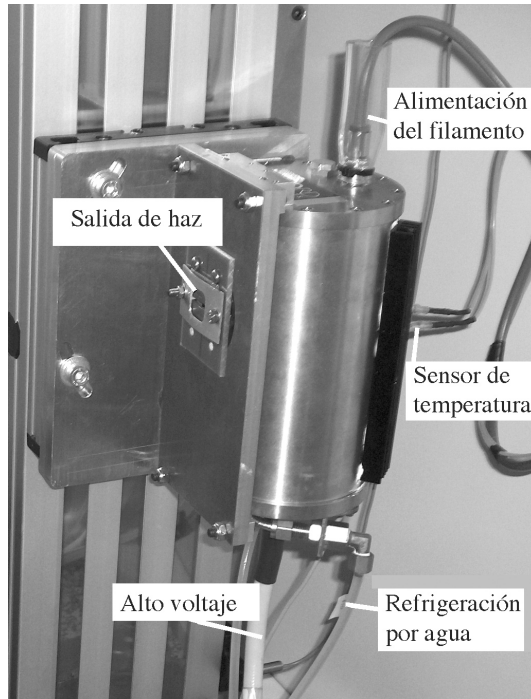
El tubo de rayos X es la parte esencial de un sistema de tomografía, de ahí su descripción en esta introducción. Aunque el diseño de los tubos ha variado significativamente desde su invención por Roentgen en 1895, sus principios fundamentales de generación de rayos X no han cambiado.

Un tubo de rayos X consiste básicamente en un filamento emisor de electrones (cátodo) y un blanco metálico (ánodo). Los electrones se generan en el filamento, dentro de una cápsula de vidrio o cerámica, cerrada y puesta al vacío, haciendo pasar una corriente para calentarlo hasta la incandescencia, cuando empieza a emitir electrones (emisión termoiónica). Los electrones se aceleran en el campo eléctrico entre cátodo y ánodo, según una diferencia de potencial de alto voltaje [5], [9].

Hay que diferenciar la corriente del filamento (para calentarlo) de la corriente del tubo que circula entre el filamento y el blanco. Al aumentar la corriente en el filamento aumenta la corriente del tubo. La idea básica es que al variar la corriente del tubo se varía la temperatura del filamento y, por tanto, la producción de electrones. A mayor producción, se producirán más fotones de rayos X, es decir, una mayor intensidad de haz.

El blanco suele ser un metal de alto punto de fusión como el wolframio. Los electrones emitidos desde el filamento se focalizan para llegar a una región pequeña del blanco y asegurar una forma y tamaño del punto focal (punto en el que inciden los electrones) bien definidos. El tamaño del punto focal depende además de la longitud del filamento. Los tubos de foco dual para aplicaciones tanto de alta resolución (punto focal pequeño) como de alto flujo (grande) llevan dos filamentos de distinto tamaño (en serie o en paralelo) en el dispositivo del cátodo.

En tubos de radiodiagnóstico se rota el ánodo a una velocidad muy alta, para evitar que se funda (el 99 % de la energía de los electrones incidentes se transforma en calor al chocar con el ánodo). De esta forma, se distribuye el calor sobre un área



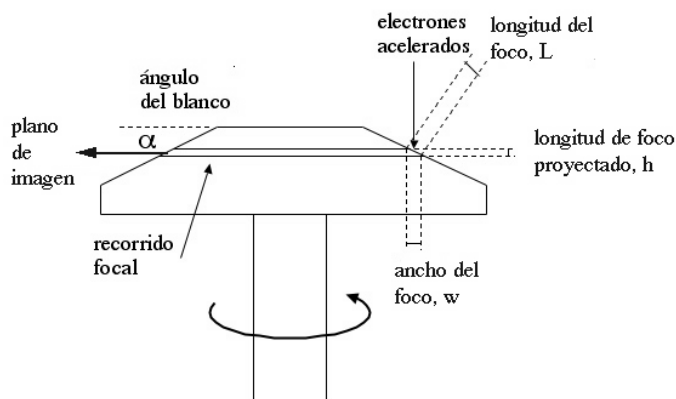
**Figura 1.4:** Tubo de rayos X del tomógrafo presentado en esta tesis (hasta 50 kV y 2 mA), refrigerado por agua.

mayor del blanco. Además, el recorrido focal forma un ángulo estrecho  $\alpha$  con respecto al plano de imagen del tomógrafo, incrementando el área de impacto (figura 1.5). La longitud del punto focal proyectado,  $h$ , se relaciona con la longitud real del punto focal según la expresión:

$$h = L \sin(\alpha) \quad (1.22)$$

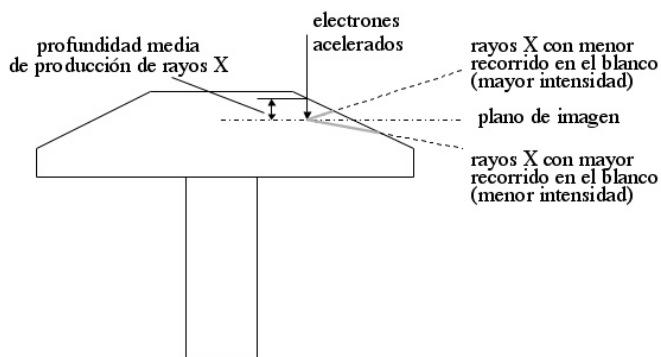
El incremento del área de exposición conlleva, sin embargo, otros problemas. La intensidad de rayos X no es constante en la dirección perpendicular al plano de imagen, debido a que los rayos X son emitidos, de media, desde una cierta profundidad del ánodo y el ángulo de su superficie hace que la longitud de material que el haz atraviesa varíe significativamente (ver figura 1.6) [10]. Por tanto, el propio ánodo filtra el haz de salida, con lo que se reduce la intensidad de radiación. Éste es el llamado *efecto talón*. En la mayoría de tomógrafos los cortes en el plano axial tienen poco espesor de forma que la intensidad varía poco, con lo que este efecto no resulta significativo en la calidad de imagen.

Recientemente han aparecido avances en la refrigeración del tubo [11]: refrigeración convectiva, en la que no se gira el ánodo sino que se deflecta, mediante un campo



**Figura 1.5:** Montaje de un ánodo. El ánodo gira a gran velocidad de forma que el calor se distribuye en el recorrido focal. El ángulo del blanco aumenta el área de exposición manteniendo una longitud de foco proyectada pequeña.

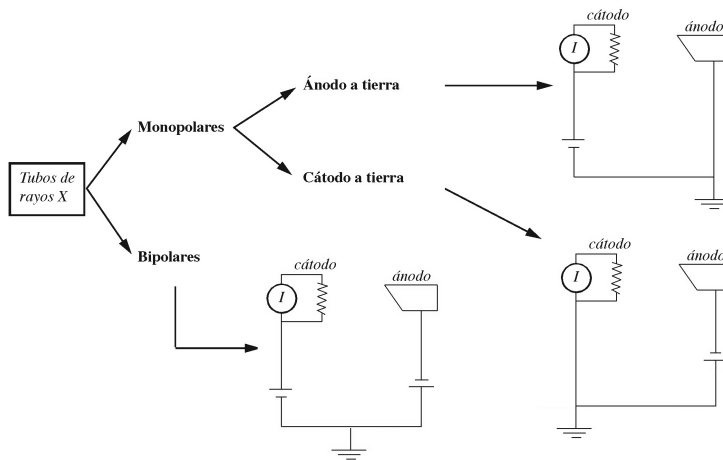
magnético, el haz de electrones.



**Figura 1.6:** Esquema del efecto talón. El filtraje inherente del blanco produce una variación de intensidad en la dirección perpendicular al plano de imagen.

En el campo industrial se suelen utilizar tubos de ánodo no giratorio, que incluyen un circuito de refrigeración (bien de agua, aire o aceite). Los tubos con circuito de refrigeración de agua requieren que la alta tensión esté en el ánodo o en el cátodo (son los llamados tubos monopolares, ver figura 1.7).

Existen varios parámetros de importancia en el funcionamiento de un tubo de rayos X. Entre ellos, el tamaño del punto focal y su longitud (figura 1.5), que tienen una



**Figura 1.7:** Diagrama de clasificación de tubos de rayos X en función del voltaje.

relación importante tanto con la resolución espacial como con el ancho de un corte en tomógrafos. Otro parámetro es la corriente máxima del tubo (en mA) para un cierto kilovoltaje, que proporciona el máximo flujo posible en su utilización; a mayor flujo, menor tiempo de exposición es necesario para obtener una imagen.

Otro componente importante en un tubo de rayos X es el generador de alto voltaje. Tanto la corriente como el kilovoltaje del tubo han de mantenerse constantes para producir y mantener el flujo de rayos X deseado. Hoy día se utilizan generadores invertidos de alta frecuencia para convertir la señal alterna de la red eléctrica en corriente continua, ésta a alta frecuencia mediante un oscilador digital y la alta frecuencia a un transformador de alto voltaje, para rectificar y suavizar finalmente la potencia de un tubo de rayos X.

### 1.3. Detectores de centelleo.

Una de las técnicas más antiguas para la detección de radiación ionizante consiste en la captura de la luz que la radiación produce en algunos materiales.

Los detectores de centelleo consisten básicamente en un material centelleador y un fotodetector. Un rayo X o gamma incide sobre el centelleador; al absorber el fotón aquél emite fotones de luz en el visible o ultravioleta, que alcanzan el fotodetector. La salida de éste será una señal eléctrica válida para un procesamiento posterior.

### 1.3.1. Materiales de centelleo.

Existen distintos tipos de centelleadores, que se dividen de forma general en centelleadores orgánicos e inorgánicos. Los centelleadores orgánicos se clasifican en cristalinos, líquidos y plásticos, con densidades que varían entre 1.03 y 1.20 g/cm<sup>3</sup>, mientras que los cristales inorgánicos presentan densidades entre 4 y 8 g/cm<sup>3</sup>. La mayor densidad de los inorgánicos, junto con un número atómico efectivo mayor permiten su utilización en aplicaciones en las que se requiera un alto poder de frenado o una alta eficiencia de conversión (para fotones o electrones) [12],[13],[14]. En la tabla 1.1 se muestran ejemplos de estos materiales.

Un material centelleador debe presentar ciertas características [15]:

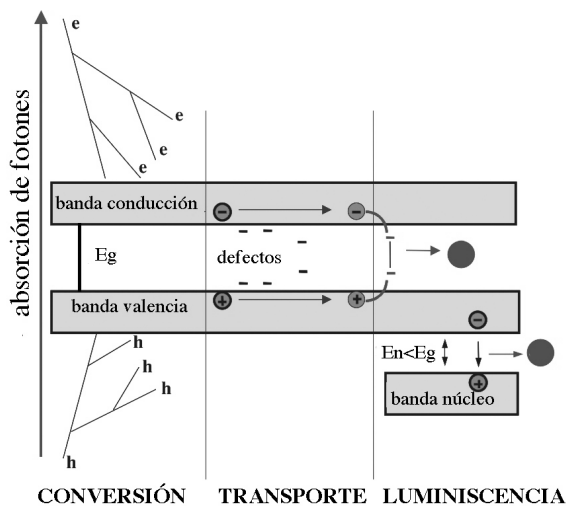
- Transformar la energía cinética de partículas cargadas a luz detectable con una eficiencia alta de centelleo.
- La conversión debe ser lineal: la producción de luz ha de ser proporcional a la energía depositada en un rango tan amplio como sea posible.
- El material ha de ser transparente a la longitud de onda de su propia emisión para una buena colección de luz.
- El tiempo de decaimiento de la luminiscencia inducida ha de ser corto para generar pulsos de señal rápidos.
- El material ha de ser de buena calidad óptica y su fabricación posible en tamaños suficientes para un detector práctico.

	<i>NaI(Tl)</i>	<i>CsI(Tl)</i>	<i>Bi<sub>4</sub>Ge<sub>3</sub>O<sub>12</sub></i> ( <i>BGO</i> )	<i>BaF<sub>2</sub></i>
Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	3.67	4.51	7.13	4.89
Tiempo principal de desexcitación ( $\mu$ s)	0.23	1.0	0.35	0.62 (lenta) 0.0006 (rápida)
Emisión máxima (nm)	415	540	505	310 (lenta) 220 (rápida)
<i>Yield</i> (fotones/MeV)	3.8 x 10 <sup>4</sup>	5.2 x 10 <sup>4</sup>	8.2 x 10 <sup>3</sup>	10 <sup>4</sup>

**Tabla 1.1:** Características de algunos de los centelleadores inorgánicos más utilizados [2]. Resaltar que a) el BGO tiene la mayor densidad, b) BaF<sub>2</sub> el menor tiempo de desexcitación, y por tanto mejor resolución temporal, c) CsI(Tl) la mayor producción de fotones y d) el NaI(Tl) combina todas estas ventajas. La desventaja del NaI(Tl) es que es higroscópico, y necesita un sellado hermético para prevenir la absorción de humedad.

En los materiales orgánicos, la emisión de luz proviene de transiciones de la estructura de niveles energéticos de la molécula de un cierto material, independientemente

de su estado físico. En los materiales inorgánicos (los más extendidos) el centelleo depende de los estados energéticos determinados por la red cristalina del material. La banda de valencia representa los electrones ligados a sitios de red, mientras que la banda de conducción representa aquellos electrones que pueden migrar a través del cristal. En las bandas intermedias de energía en cristales puros no es posible encontrar electrones; se suelen introducir impurezas (llamadas activadores) para crear posiciones intermedias y así aumentar la emisión de luz del cristal.



**Figura 1.8:** Mecanismo de conversión del centelleador en un cristal simple sólido de banda ancha. Los subprocesos consecutivos son la conversión, transporte y la luminiscencia.

El mecanismo de centelleo es relativamente complicado y puede dividirse en tres subprocesos: conversión, transporte y luminiscencia (figura 1.8). En la conversión inicial un fotón atraviesa el material interaccionando en sucesivos pasos mediante efecto fotoeléctrico y Compton. Se crean pares electrón-hueco, que se termalizan en las bandas de conducción y de valencia, respectivamente. En el proceso de transporte, los electrones y huecos migran en el material; pueden ser atrapados en defectos o sufrir pérdidas de energía por recombinación no radiactiva. Esta parte es la menos predecible, debido a defectos puntuales, superficiales, etc, en el material. El último proceso es la luminiscencia, la desexcitación de los estados energéticos activados. Está regido por las reglas de selección mecánico-cuánticas, según las cuales distintos sistemas activados emiten fotones de forma rápida (fluorescencia) o retardada (fosforescencia). Esta emisión de fosforescencia suele denominarse *afterglow*. Algunas combinaciones tienen reglas de selección que prohíben totalmente la emisión fotónica. En estos casos, la energía puede ser disipada a través de emisión de fonones, cuando la energía fluye de la red principal como calor de bajo grado. Esto es lo que se conoce como proceso de *quenching*.

### 1.3.2. Tipos de materiales.

Una clasificación de los centelleadores según el tipo de material es la siguiente [12]:

- **Polvos.** El primer polvo utilizado fue el  $\text{CaWO}_4$ , si bien hoy día se utilizan oxisulfuros dopados con terbio. El más importante de éstos ha sido el  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$  (Gadox). En los últimos años se están estudiando materiales dopados con cerio y cerio con flúor, puesto que disminuyen el *afterglow*, y también tierras raras dopadas con europio, entre muchos otros fósforos.
- **Cerámicas ópticas.** Se trata de materiales transparentes o traslúcidos, creados añadiendo microgranos cristalinos orientados aleatoriamente con respecto a los vecinos. Son una alternativa a los cristales sencillos, principalmente el  $\text{YAG:Nd}$  y  $\text{Y}_2\text{O}_3:\text{Nd}$ . Si bien los cristales son más demandados, estos materiales se han desarrollado por el avance en imagen médica (principalmente en cuanto a tomografía computarizada).
- **Materiales microestructurados.** Presentan un poder de frenado alto manteniendo una alta resolución espacial. Entre ellos están el  $\text{CsBr:Tl}$ ,  $\text{CsI:Na}$  y  $\text{CsI:Tl}$ , que se pueden preparar por evaporación con estructura de agujas de unos 1-2 mm de alto y varios  $\mu\text{m}$  de diámetro. Han permitido la construcción de una nueva generación de detectores de pantalla plana.
- **Cristales sencillos.** Son los más ampliamente utilizados, y entre ellos los introducidos inicialmente:  $\text{NaI:Tl}$  y  $\text{CsI:Tl}$ . Estos dos materiales, junto con el  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$  (BGO) se consideran los centelleadores estándar. Nuevos materiales más eficientes y rápidos se han focalizado en compuestos de lutecio, y recientes materiales binarios dopados con cerio.

### 1.3.3. Fotodetectores.

La mayoría de fotodetectores utilizados con detectores de centelleo han de detectar fotones dentro y cerca del rango de luz visible ( $100 \text{ nm} \leq \lambda \leq 1000 \text{ nm}$ ). En general, la fotodetección involucra la generación de una señal eléctrica detectable proporcional al número incidente de fotones (normalmente muy bajo). El proceso conlleva tres pasos:

- Generación, a partir de un fotón incidente, de un fotoelectrón primario o un par electrón - hueco, mediante el efecto fotoeléctrico o fotoconductor.
- Amplificación de la señal fotoeléctrica a niveles detectables mediante pasos de multiplicación y/o proceso de avalancha.
- Recolección de electrones secundarios para formar la señal eléctrica.

Los fotomultiplicadores (PMT) son los detectores tradicionales y los más sensibles. En ellos, un electrón proveniente del fotocátodo (lado interior de la ventana de entrada) se acelera y multiplica en una cadena de dinodos en el vacío. La ganancia puede

exceder  $10^{10}$ . Sin embargo, los fotomultiplicadores son frágiles, grandes y sensibles a campos magnéticos, además de caros, y se suelen reemplazar por detectores semiconductores. En los últimos años, sin embargo, han aparecido avances en híbridos como los fotomultiplicadores de silicio.

En cuanto a los detectores semiconductores, además de los fotodiodos comunes, están los fotodiodos de avalancha (APD) que combinan el tamaño compacto de un semiconductor con una importante amplificación de señal. En el campo de los semiconductores sensibles a la posición, además de los conocidos CCD, la tecnología CMOS presenta detectores sensibles con un menor consumo y menor coste de producción.

## 1.4. Tomografía axial computarizada.

Tomografía deriva del griego *tomos*, que significa corte o sección. La tomografía axial computarizada nace como una técnica de diagnóstico en Medicina mediante la visualización por rayos X. Es, por tanto, otra de las múltiples aplicaciones de la radiación X después de ser descubierta por Roentgen en 1895.

El fundamento de la tomografía es la adquisición de una imagen por rayos X de un corte transversal de un objeto para distintos ángulos de rotación con respecto al mismo. Cada una de estas imágenes es una proyección, y la tomografía es la técnica de reconstrucción de imágenes a partir de proyecciones de un objeto. La palabra axial deriva de su uso médico, originado porque las proyecciones se obtienen rotando el tubo y el detector en torno a un eje.

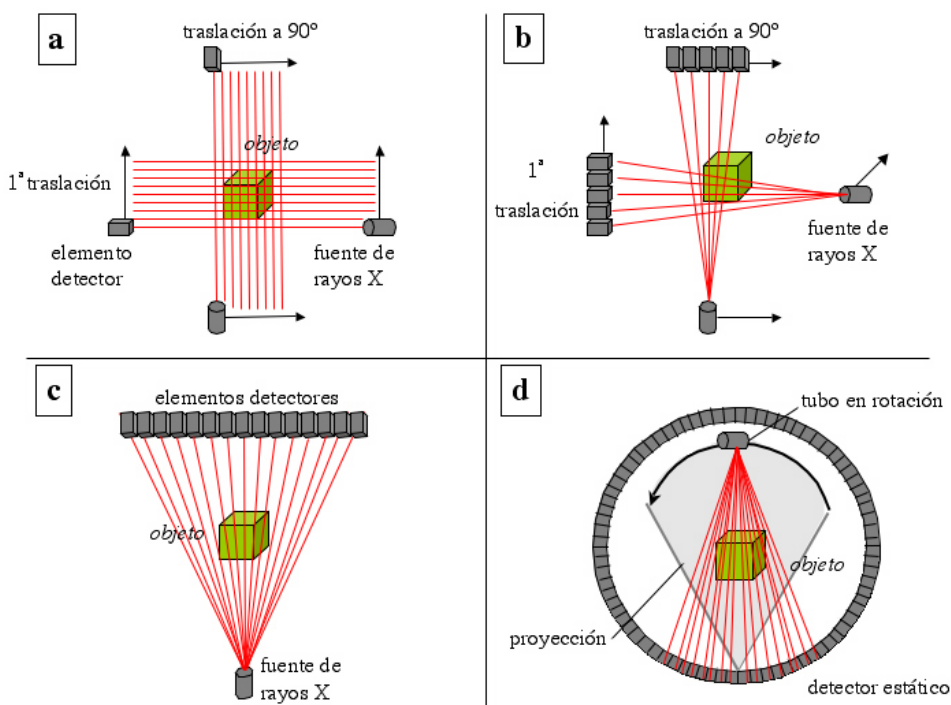
Aunque el uso mayoritario de la tomografía computarizada se realiza en el campo de la Medicina, sus aplicaciones se extienden también desde usos veterinarios hasta el campo de los Ensayos No Destructivos (END), bien para aplicación industrial (inspección de piezas, soldaduras [16], [17]), en arte (momias u objetos arqueológicos) o incluso aplicaciones biológicas [18]. El sistema presentado en esta tesis se encuadra dentro de la aplicación de los END.

### 1.4.1. Generaciones de sistemas tomográficos.

El primer tipo de escáneres tomográficos se desarrolló en los años 70. La adquisición de datos se realizaba con un único detector y una fuente de rayos X altamente colimada. De esta forma, tanto la fuente como el detector se trasladaban linealmente, después de cada adquisición individual, para cubrir totalmente el objeto de inspección, antes de rotarlos conjuntamente para la siguiente proyección [5].

Uno de los problemas que presentaban los primeros escáneres era el alto tiempo de adquisición. De aquí derivó la segunda generación, que esencialmente consistía en el mismo escáner de traslación y rotación, pero que incluía varios elementos detectores (figura 1.9).

El tipo más conocido de escáneres es la tercera generación de tomógrafos, a la que



**Figura 1.9:** Generaciones de tomógrafos. (a) y (b) 1ª y 2ª generación: traslación lineal de la fuente y detector, (c) 3ª generación: detector en arco o lineal, (d) 4ª generación: anillo de detección estático.

corresponde el tomógrafo de este trabajo. En esta configuración, se tiene una matriz de detectores (bien lineal o en arco cuyo centro es la fuente de radiación) suficientemente larga que el campo de visión incluya todo el objeto en cualquier proyección. De esta forma, se elimina la traslación lineal, disminuyendo considerablemente el tiempo de adquisición. Esta geometría es la conocida como *fanbeam*, geometría en abanico.

Dentro de la geometría de 3ª generación, aumentando el número de detectores en la dirección perpendicular al plano de imagen, se obtiene la llamada geometría *cone beam* (de haz cónico) en contraste con la anteriormente descrita, de haz en abanico. Los algoritmos de reconstrucción varían entre ambas, si bien permaneciendo dentro de una misma generación de escáneres: la reconstrucción *fanbeam* es exacta a través del algoritmo de retroproyección filtrada, mientras que la *cone beam* más conocida [19] es aproximada.

La cuarta generación se considera poco interesante por razones prácticas y económicas. En esta generación, se tiene el sistema detector estacionario en un círculo (rodeando el objeto), y el tubo de rayos X rota durante la adquisición, iluminando varios elementos de detección a la vez. La ventaja con respecto a los de tercera generación

es que el espacio entre señales de detectores adyacentes en una proyección no viene dado por el tamaño de los detectores, sino que se determina por la velocidad a la cual se adquieren las medidas. Esto previene artefactos de *aliasing*<sup>3</sup>, si bien presenta un problema importante en la cantidad de radiación dispersa añadida a la imagen.

Existen distintas aproximaciones geométricas dentro de las generaciones anteriores, como son la tomografía helicoidal [20], [21] o tomógrafos de doble foco [22].

### 1.4.2. Adquisición de datos a partir de integrales de línea.

Una imagen tomográfica, como ya se ha comentado, consiste en las medidas de flujo de radiación a través de un objeto para distintos ángulos de incidencia. La intensidad de la radiación a través de un objeto sigue la ley de atenuación exponencial, que para un objeto no uniforme se expresa como:

$$I = I_0 e^{-\sum_{n=1}^N \mu_n L} \quad (1.23)$$

con  $I_0$  la intensidad de radiación inicial. La suma de coeficientes de atenuación supone la división del objeto en elementos  $\Delta x$  de atenuación uniforme. La expresión anterior es la medida obtenida en un detector. A partir de ella, dividiendo por la intensidad de radiación no atenuada y tomando el negativo del logaritmo se obtiene:

$$p = -\log \frac{I}{I_0} = \sum_{n=1}^N \mu_n L \quad (1.24)$$

Cuando  $L$  se aproxima a cero, el sumatorio anterior se convierte en una integral:

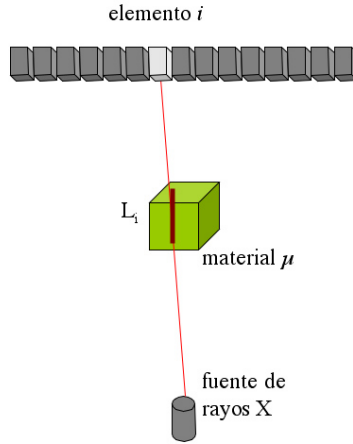
$$p = -\log \frac{I}{I_0} = \int_L \mu(x) dx \quad (1.25)$$

La ecuación 1.25 representa una integral de línea o transformada Radon<sup>4</sup> de los coeficientes de atenuación lineal a través del recorrido de los rayos X (figura 1.10).  $p$  se define como una **proyección** en tomografía, formada por las integrales de línea paralelas o en abanico, según la geometría de adquisición. En los TAC de primera y segunda generación, la geometría es paralela, ya que una proyección la forman una serie de rayos paralelos; en los de tercera generación, se tiene una geometría en abanico: la proyección la forman la serie de rayos emergentes de un mismo punto fuente. Por último, en geometría de haz cónico, la serie de rayos tiene el mismo punto fuente pero cubre varios planos paralelos.

---

<sup>3</sup>Los artefactos de *aliasing* aparecen como series de líneas emergentes de objetos de alta densidad. El origen de este artefacto se explica en un capítulo posterior.

<sup>4</sup>La transformada Radon es la integral de línea de una función; en tomografía, es la integral de línea de la atenuación en el material [23].



**Figura 1.10:** Atenuación de la radiación en su recorrido en un objeto uniforme de atenuación  $\mu$ .

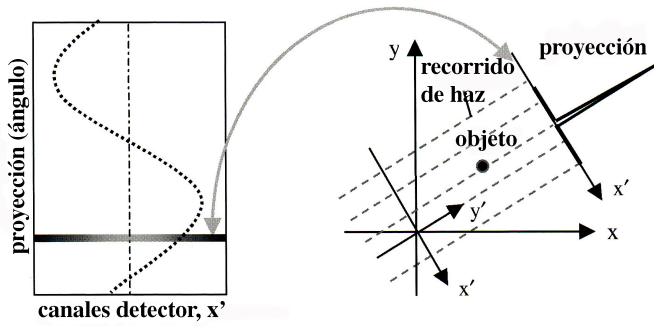
La ecuación 1.25 está considerada para el caso ideal de un haz de rayos X monoenergético. Sin embargo, el espectro de un tubo de rayos X suele ser policromático, y el coeficiente de atenuación lineal depende de la energía del haz incidente. Debido a esto, no existe una relación lineal entre la proyección medida y el ancho del objeto, problema conocido como endurecimiento de haz. Otro de los problemas que aparecen es la radiación dispersa, que compone una parte de la intensidad medida añadiendo una componente de baja frecuencia a la medida real de atenuaciones. Otras fuentes de incertidumbre en la medida son la no linealidad del detector, así como movimiento en el objeto (en caso de TAC clínicos) y otro tipo de artefactos. En el capítulo 6 de esta tesis se tratarán estos efectos con más detalle.

### 1.4.3. Reconstrucción de imagen.

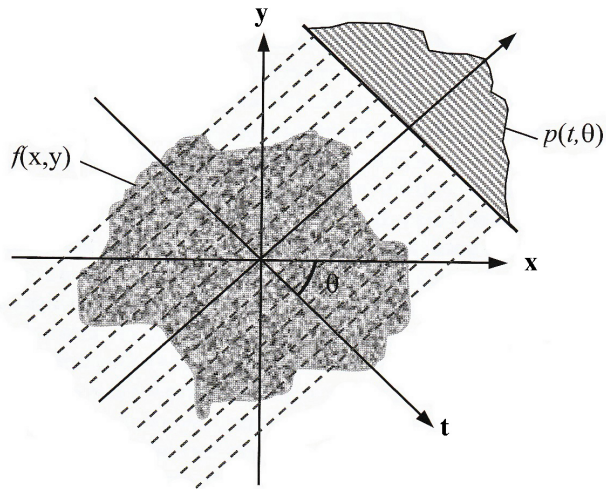
En la reconstrucción tomográfica se representan una serie de proyecciones medidas en  $360^\circ$  (aunque teóricamente sólo es necesario un número de proyecciones que cubra un ángulo  $\pi$ ) en el llamado *sinograma*. Un sinograma representa los canales del detector en un eje respecto al ángulo de proyección en el otro. De esta forma, una proyección para un cierto ángulo, está representado en un sinograma como una línea horizontal (figura 1.11). Incluso es posible detectar algún fallo en algún elemento del detector, que se verá como una línea recta para todo ángulo de rotación [23], [24].

Se denota por  $f(x, y)$  el mapa de atenuación del objeto que se quiere reconstruir y  $p(r, \theta)$  la proyección de  $f(x, y)$  a un ángulo  $\theta$  (figura 1.12):

$$x \cos \theta + y \sin \theta = r \tag{1.26}$$



**Figura 1.11:** Sinograma y proyección en el plano espacial.



**Figura 1.12:** Diagrama del origen de coordenadas original y rotado.

A partir de esta expresión se define la integral de línea:

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \quad (1.27)$$

Sustituyendo en la ecuación anterior  $r$  y utilizando una función delta:

$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \quad (1.28)$$

donde la función  $p(r, \theta)$  se define como la transformada Radon de la función  $f(x, y)$ .

La transformada de Fourier de esta expresión es:

$$P(w, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} p(r, \theta) e^{-i2\pi w r} dr \quad (1.29)$$

Las proyecciones tomográficas pueden expresarse como las transformadas Radon del mapa de atenuaciones del objeto que se quiere reconstruir. El problema de la reconstrucción es equivalente entonces a calcular la inversa de la transformada Radon.

Para este cálculo es posible utilizar el Teorema de Cortes de Fourier [23], según el cual la transformada de Fourier de una proyección  $p(r, \theta)$  de un objeto es igual a la transformada bidimensional de Fourier de la función  $f(x, y)$  evaluada en la línea de esta proyección. Según este teorema:

$$P(w, \theta) = F(w, \theta) \quad (1.30)$$

donde  $F(w, \theta)$  es la transformada de Fourier  $F(u, v)$  de la función  $f(x, y)$  expresada en coordenadas polares ( $u = w \cos \theta$  y  $v = w \sin \theta$ ). Del teorema de cortes de Fourier se sigue que cada proyección representa una línea en el espacio bidimensional de Fourier del objeto, a partir de la transformada de Fourier de éste. Un número suficiente de proyecciones en el rango ( $0^\circ, 180^\circ$ ) llenará el espacio de Fourier del objeto a reconstruir, y una vez obtenida la transformada, es posible recuperar el objeto mediante una transformada inversa de Fourier:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{i2\pi(ux+vy)} dudv \quad (1.31)$$

#### 1.4.4. Algoritmo de retroproyección filtrada.

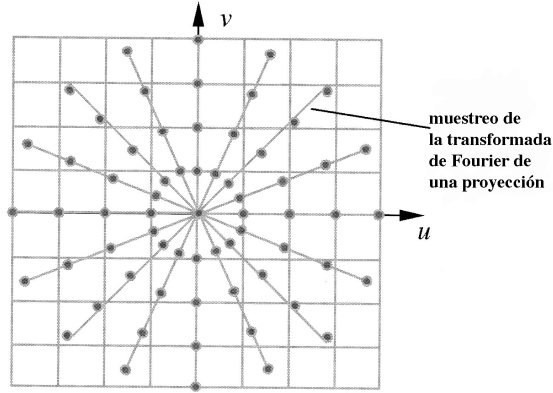
El Teorema de Cortes de Fourier presenta dificultades a la hora de su implementación. En primer lugar, el muestreo obtenido en el espacio de Fourier no es cartesiano, sino que es una red de coordenadas polares (figura 1.13), lo que requiere una interpolación de puntos en el espacio de Fourier que no es tan directa como en el espacio cartesiano. Esto, junto con el alto número de transformadas de Fourier involucradas, requiere un nivel de computación importante no aplicable en casos reales.

Debido a esto, se han explorado distintas técnicas de implementación de esta reconstrucción. El algoritmo analítico más utilizado es el algoritmo de retroproyección filtrada, FBP (*filtered backprojection algorithm*).

A partir de la ecuación 1.30 se puede expresar  $f(x, y)$  según:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[ \int_{-\infty}^{\infty} P(w, \theta) e^{i2\pi r w} |w| dw \right] d\theta \quad (1.32)$$

es decir,



**Figura 1.13:** Red de muestreo de la transformada de Fourier de un sinograma, en coordenadas polares.

$$f(x, y) = \int_0^\pi p'(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta \quad (1.33)$$

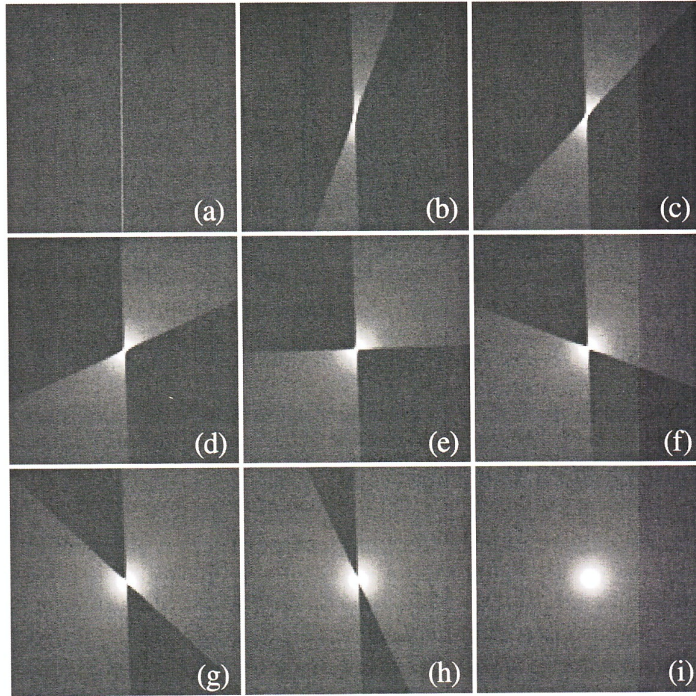
en donde  $p'(r, \theta)$  es:

$$p'(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} P(w, \theta) e^{i2\pi r w} |w| dw \quad (1.34)$$

Por tanto, es posible reconstruir el objeto  $f(x, y)$  de la serie de proyecciones  $p(r, \theta)$  aplicando un filtro de rampa ( $|w|$ ) y después retroproyectando. El objetivo del filtro de rampa es recuperar las altas frecuencias que se han atenuado en el proceso de retroproyección. Entonces, el algoritmo FBP puede implementarse siguiendo los pasos siguientes [25]:

- Aplicar la transformada de Fourier a las proyecciones (al sinograma).
- Filtrar, con el filtro de rampa, las proyecciones transformadas.
- Calcular la transformada inversa de Fourier de las proyecciones filtradas.
- Retroproyectar las proyecciones obtenidas.

El proceso de retroproyección se refiere a sumar las transformadas inversas (2D) de Fourier de las proyecciones filtradas (figura 1.14). Se trata de un proceso rápido, debido a que cada proyección son los valores de la transformada de Fourier en una única línea.



**Figura 1.14:** Proceso de retroproyección para un objeto puntual: (a) una única proyección, (b) proyecciones de 0 a  $22.5^\circ$ , (c) 0- $45^\circ$ , (d) 0- $67.5^\circ$ , (e) 0- $90^\circ$ , (f) 0- $112.5^\circ$ , (g) 0- $135^\circ$ , (h) 0- $157.5^\circ$ , (i) 0- $180^\circ$ .

### 1.4.5. Reconstrucción de geometría en abanico.

El algoritmo de retroproyección filtrada se establece inicialmente para una geometría paralela. Sin embargo, ha de recalcularse para aplicarlo a la geometría en abanico (*fan beam*), de TAC de tercera generación.

La geometría *fan beam* puede ser equiangular o equiespaciada; en la primera, el detector está dividido en módulos concéntricos con respecto a la fuente de rayos X, de forma que el espaciado angular entre muestras es el mismo. En la geometría equiespaciada, los detectores ocupan una línea y están separados una distancia fija entre ellos, que no mantiene un ángulo igual entre ambos (con respecto al punto fuente). Por tanto, para aplicar directamente la reconstrucción, es necesario convertir las proyecciones *fan beam* en proyecciones paralelas, o bien derivar directamente una fórmula de reconstrucción, para evitar posibles pérdidas de resolución debidas al remuestreo [23],[5].

### 1.4.6. Otros tipos de reconstrucción.

En los casos anteriormente expuestos, la geometría está limitada al caso de proyecciones unidimensionales. Para la geometría de haz cónico (*cone beam*), las medidas se obtienen en una matriz de detectores de dos dimensiones. Además, esta matriz puede presentar una geometría plana o concéntrica a la fuente de radiación, como en el caso de TAC de geometría de abanico. La reconstrucción de geometría cónica es compleja, siendo uno de los algoritmos más conocidos el llamado algoritmo FDK (Feldkamp-Davis-Kress) para una configuración de detector plano [19]. Recientemente han aparecido otras reconstrucciones para esta geometría exactas [26], a diferencia del algoritmo FDK, aproximado.

Es necesario indicar que todos los algoritmos comentados anteriormente son analíticos. Cada dato de una proyección se pesa, filtra y retroproyecta, de forma que cuando se realiza el proceso para el último dato, la reconstrucción es completa y se genera la imagen reconstruida. Existe otro tipo de reconstrucción: los algoritmos de reconstrucción iterativa. Se trata de métodos no lineales, que necesitan un tiempo mayor de reconstrucción con respecto a los analíticos, si bien para reconstrucción planar no es un problema. Existen varias aproximaciones, entre ellas la técnica de reconstrucción algebraica (*ART*) [27], o el máximo *a posteriori* (*MAP*) [28].

## 1.5. Inspección radiográfica en Ensayos No Destructivos.

La aplicación no clínica de la inspección radiográfica, y por tanto la tomografía computarizada, se encuadra dentro del campo de Ensayos No Destructivos (END).

Los END consisten en diversas pruebas a las que se somete un objeto para verificar su calidad o el estado del mismo, sin que éste resulte dañado o inutilizado en la realización de las mismas. Los diferentes tipos de ensayos están basados en diversos principios físicos, de cuya aplicación se obtienen los resultados necesarios para establecer un diagnóstico del estado del objeto inspeccionado [29], [30].

Se utilizan en general para medir, caracterizar y presentar discontinuidades de forma de los materiales:

- Se trata de una medida indirecta.
- Permiten caracterizar el estado y naturaleza de los materiales, a partir de variaciones locales de alguna propiedad física intrínseca al material. Para esto suele ser necesaria una calibración previa.
- Muestran heterogeneidades de los objetos, su tamaño, forma, situación y naturaleza y, de acuerdo con criterios de aceptación establecidos por la ingeniería del proyecto y recogidos en una especificación, determinan la bondad del objeto sometido a ensayo.

Una peculiaridad de los END es que por su propia naturaleza al presentar los resultados de forma indirecta, es tan importante la realización del propio ensayo como su interpretación, característico de cada método.

Los ensayos no destructivos son necesarios, incluso imprescindibles, para asegurar la calidad de muy diversas cosas en la vida diaria: trenes, automóviles, aviones, plantas industriales (petroquímicas, térmicas, nucleares), estructuras de edificación, etc.

Las técnicas convencionales en END son:

- **Ultrasonidos.** Se trata de un procedimiento de inspección de tipo mecánico mediante impedancia acústica, que se manifiesta como el producto de la velocidad máxima de propagación del sonido entre la densidad del material. Esta técnica se utiliza para detectar discontinuidades superficiales, subsuperficiales e internas. Se transmiten mediante un palpador aplicado en una de las caras del material. Es la técnica más utilizada para sustituir a la radiografía, si bien su interpretación es más complicada. Se aplica en inspección de tanques y depósitos, turbinas y componentes estructurales, así como en materiales compuestos y fibra de carbono.
- **Líquidos penetrantes.** Esta técnica se utiliza para detectar e identificar discontinuidades presentes en la superficie de los materiales examinados, siendo sólo útil para defectos superficiales en materiales no porosos. Consiste en la aplicación de un líquido coloreado o fluorescente a la superficie en estudio; si existe alguna grieta o defecto, el líquido se introduce en ella por capilaridad. Para visualizar los defectos, se aplica un revelador (absorbente) que absorba el líquido en las discontinuidades, de forma que sobre el revelador se delinea el contorno y tamaño aproximado de aquéllas.
- **Partículas magnéticas.** Permite detectar discontinuidades superficiales y subsuperficiales en materiales magnéticos. Consiste en la inducción de un campo magnético en un material ferromagnético; si el material presenta una zona con discontinuidades perpendiculares a las líneas del campo magnético, éstas se deforman o se producen polos. Posteriormente se aplican partículas magnéticas en forma de polvo o suspensión, que quedan fijadas a las discontinuidades formando una imagen visual de los defectos de forma directa o con luz ultravioleta.
- **Corrientes inducidas.** En esta técnica se hace circular una corriente cerca de la superficie de la pieza a inspeccionar, mediante una bobina o palpador en la que se introduce la pieza. Esta corriente induce las llamadas corrientes de Foucault en el material, que se detectan por un cambio en la inductancia de la bobina generadora (o de la otra bobina). El análisis ha de realizarse de forma diferencial a partir de un material patrón.
- **Radiografía industrial.** Es un ensayo no destructivo de tipo físico para inspeccionar materiales en busca de discontinuidades macroscópicas y variaciones en su estructura interna. El principio de esta técnica es la imagen radiográfica

de la pieza a inspeccionar. Exceptuando los requisitos de protección radiológica, es el ensayo no destructivo más versátil y fácil de analizar.

En radiografía industrial se utiliza como fuente de radiación tanto tubos de rayos X como fuentes radiactivas. En general, se emplean energías muy altas, debido a que los materiales a inspeccionar suelen ser densos y de espesores importantes, desde aleaciones ligeras de hasta 40 cm o acero hasta 15 cm. En comparación con la radiología clínica, la energía y la dosis impartida no son una limitación, excepto en lo referido a la protección radiológica de los operadores. Otra de las diferencias obvias está en la gammagrafía móvil (para inspecciones en campo), aunque también existe la inspección en cabina fija.

Además de las aplicaciones meramente industriales de la radiografía, aparece en otros tipos de ensayos no destructivos como:

- Restauración / peritación de obras de arte.
- Radiografía de pintura.
- Radiografía de madera tallada.
- Radiografía de objetos arqueológicos y momias.
- Radiografía de sellos, papel moneda y tapices.
- Control de calidad de materias primas.
- Inspección de bultos / envíos postales.

En los END, como se ha comentado, juega un papel crucial la pericia del operador que realiza el ensayo. En España se sigue una normativa internacional de forma que existe un sistema de certificación de personal en tres niveles de cualificación.

En cuanto a la radiografía industrial, se realiza tradicionalmente con placa radiográfica, según las normas de certificación (como la EN 473 o ISO 9712). En estas normas no está incluida todavía la imagen radiográfica digital, ni mucho menos la imagen tomográfica, como la que se presenta en esta tesis. Esta situación es equiparable a la que se ha vivido durante años en la radiografía clínica, donde el cambio a soportes digitales ya ha sido realizado. Sin embargo, actualmente aparecen nuevas aplicaciones de rayos X en END [31], [32].

## Parte II

# Desarrollo del sistema



## Capítulo 2

# Descripción del sistema de tomografía.

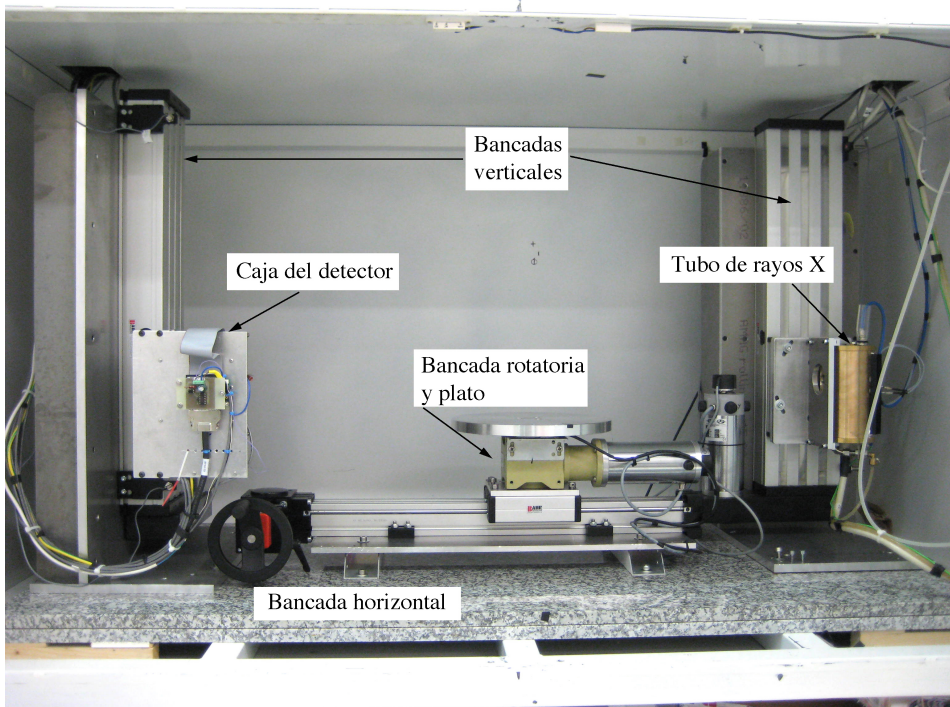
La finalidad del proyecto de diseño y desarrollo de un sistema de tomografía axial computarizada es el ensayo no destructivo de piezas metálicas, desde el control de calidad de soldaduras hasta inspección de piezas en tres dimensiones, en el centro tecnológico AIMEN (*Asociación de Investigación Metalúrgica del Noroeste*<sup>1</sup>). La necesidad de un escáner de gran tamaño y de alta resolución lleva al diseño del sistema tomográfico presentado en esta tesis y realizado como estudio previo a un tamaño más reducido, en el Grupo de Investigación en Radiofísica de la Universidad de Santiago de Compostela.

Este prototipo (figura 2.1) permite el análisis no destructivo de piezas ligeras (de hasta 50 cm x 100 cm) y poco densas, debido a la energía de rayos X utilizada (50 kV), con una matriz lineal de detectores de centelleo. El sistema de posicionamiento consta de dos bancadas lineales motorizadas (en vertical), una lineal no motorizada (en horizontal) y una bancada rotatoria, dirigidas mediante un controlador PID, integrado con el sistema de adquisición mediante software desarrollado en LabVIEW sobre un PC dedicado. El sistema permite tres modos de exploración: radiografía planar, corte axial sencillo y multicorte.

Desde el punto de vista de hardware, el sistema puede entenderse como la unión de tres bloques principales: el tubo de rayos X, el sistema detector y la parte mecánica (sistema de bancadas), según se especifica en la figura 2.2. El control de estos bloques se realiza en el mismo programa de software en el que se integran las distintas partes. En este capítulo se detalla en primer lugar los bloques de hardware del sistema, para continuar con la explicación del software correspondiente.

---

<sup>1</sup>[www.aimen.es](http://www.aimen.es)



**Figura 2.1:** Fotografía del sistema tomográfico implementado en la USC.

## 2.1. Fuente de rayos X.

El tubo de rayos X utilizado en este sistema es un tubo minifoco de 0.1 mm de punto focal, de Oxford Instruments (Neptune 5000 series). La tensión de operación es de 50 kV, con 2 mA de corriente (es decir, 100 W de máxima potencia). Es un tubo monopolar (ánodo a alto voltaje y cátodo a tierra) de blanco de wolframio. La refrigeración del tubo se realiza mediante un circuito cerrado de agua.

La fuente de alto voltaje del tubo se controla a través de una tarjeta de entradas y salidas digitales con una interfaz USB (National Instruments USB-6008 OEM [38]). De esta forma, la corriente y voltaje del tubo se controlan desde el programa general de adquisición.

## 2.2. Sistema detector y de adquisición.

El detector del sistema tomográfico consiste en una matriz lineal modular, con 640 elementos detectores (canales de lectura). Esta matriz cubre una longitud total





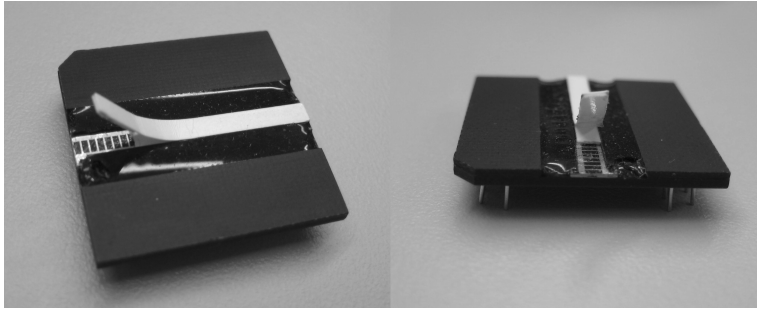
**Figura 2.3:** Foto del tubo del sistema de tomografía.

Corriente del ánodo	0 a 5.0 mA
Voltaje del ánodo (blanco)	4 kV a 50 kV
Potencia máxima	100 W
Voltaje del filamento	3.5 V @ 50 kV / 2.0 mA
Corriente del filamento	2.15 A (2.3 máximo)
Estabilidad	0.2 % sobre 4 horas
Tamaño de foco (nominal)	100 $\mu\text{m}$
Material del blanco	Wolframio
Dimensiones	184.2 mm longitud x 106 mm diámetro
Peso	6450 g
Refrigeración	agua (0.2 l/minuto)
Ángulo de apertura	25°

**Tabla 2.1:** Especificaciones del tubo de rayos X.

de 512 mm y presenta una distancia entre centros de elementos detectores (pitch) de 0.8 mm. El detector es un material centelleador: oxisulfuro de gadolinio (Gadox,  $Gd_2O_2S : Tb$ ), acoplado a una matriz lineal de fotodiodos. En la figura 2.4 se muestra la matriz de elementos detectores.

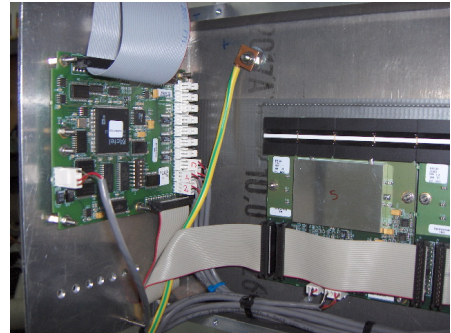
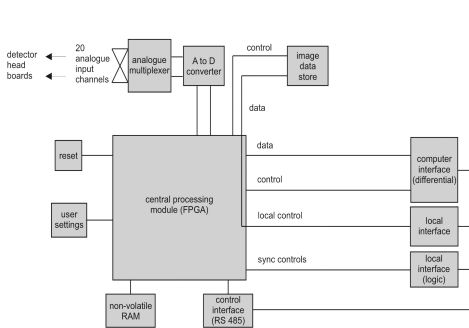
El Gadox no es un cristal propiamente dicho, sino que se trata de un polvo compacto; entra dentro de la definición de fósforo (ver el capítulo de introducción [12],[13]). Es uno de los centelleadores más utilizados y conocidos, especialmente en tomografía, debido a su elevada densidad y alto número atómico efectivo. Las características de centelleo que presenta este material son las indicadas en la tabla 2.2.



**Figura 2.4:** Matriz de detectores de Gadox. Se ha levantado la parte del centelleador por un lateral, quedando a la vista la matriz de fotodiodos.

densidad ( $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ )	fotones/ MeV	tiempo de desexcitación (ns)	máximo de emisión (nm)	<i>afterglow</i> (ms)
7.3	70000	$6 \times 10^5$	540	muy bajo

**Tabla 2.2:** Características del Gadox.



**Figura 2.5:** Diagrama de bloques de la tarjeta XDas de adquisición de datos (izquierda), foto de una de ellas y detalle de la tarjeta de control (derecha).

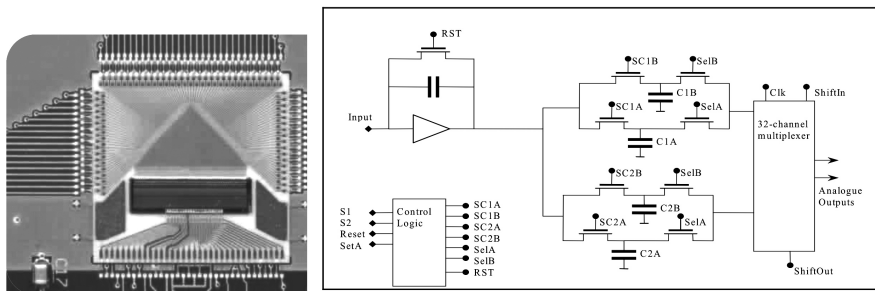
### 2.2.1. Sistema XDas de adquisición.

La señal de los fotodiodos se lee en un chip VLSI multicanal de lectura (XCHIP [35]) en una **tarjeta de lectura de señal XDas-21** (de Sens-Tech Ltd. [36]). Cada tarjeta XDas de lectura integra 128 canales de lectura, donde se multiplexa la señal y se transmite a una tarjeta de control para su posterior conversión analógica - digital (ver figura 2.5). Las principales características del sistema XDas se muestran en la tabla 2.3, mientras que en la figura 2.6 se muestra una figura del XCHIP y el esquema de lectura de uno de sus canales. En el esquema se representa un par duplicado de condensadores en los que se almacena la salida del integrador (parejas SC1A-SC2A

y SC1B-SC2B en la figura). Esto permite que los procesos de integración y volcado de datos al multiplexador se realicen al mismo tiempo<sup>2</sup>, reduciendo el tiempo muerto del chip ( $\sim 1 \mu\text{s}$ , debido al *reset* del integrador) [39].

La **tarjeta de control** es capaz de adquirir datos de hasta 2560 canales (integrando hasta 20 tarjetas de lectura), y transmitirlos al ordenador. La adquisición se controla mediante una FPGA de la tarjeta, y los parámetros de control se guardan en una memoria RAM. La transmisión de los parámetros se realiza vía conexión serie, según se indica en el apéndice B.

Los datos de salida están en formato de 16 bits, y la lectura se vuelca al ordenador de adquisición mediante una tarjeta PCI framegrabber rápida de entradas y salidas digitales, ADLINK PCI-7300A. Esta PCI tiene 32 canales digitales de entrada y/o salida, con una tasa máxima de transferencia de 80 MB/s para salidas digitales y 160 MB/s para entradas. Está configurada como dos puertos, cada uno de los cuales controla 16 entradas/salidas digitales; en el sistema se utilizan sólo como entradas, para lectura de datos, con formato en 16 bits. Es posible almacenar en ella datos de varias lecturas debido a su memoria de gran capacidad, y volcarlos una vez acabada la adquisición, siempre y cuando el ancho de banda de la adquisición sea menor que la que mantiene el bus PCI (20 MHz).



**Figura 2.6:** Detalle del chip de lectura XCHIP (izquierda) y esquema funcional de uno de los canales de lectura (derecha).

El formato del archivo de proyecciones grabado a disco es binario; debido a la cantidad de datos manejados en tomografía es el formato más compacto y cómodo para trabajar.

En este diseño, se utilizan 5 módulos (tarjetas de lectura) integrados. Cada uno de estos módulos tiene 4 matrices consecutivas de 32 elementos de detección cada una, lo que hace un total de 640 canales de lectura en el sistema.

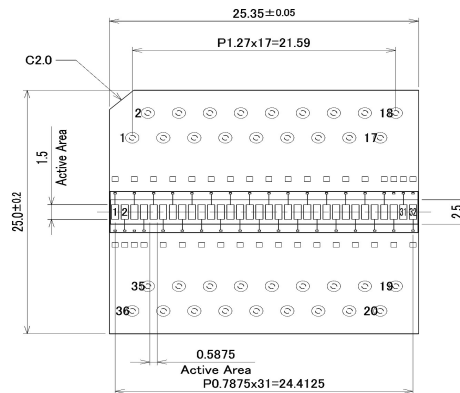
Cada una de estas matrices de detectores consta de una línea de 32 fotodiodos, separados entre sí una distancia de 0.8 mm (figura 2.7), y sobre los que se sitúa una tira continua del material centelleador (Gadox), cubierto por una capa de material

<sup>2</sup>Los valores almacenados en SC1A-SC2A, lectura del último ciclo de integración, se vuelcan mientras que el otro par de condensadores almacena los valores del ciclo actual, y así sucesivamente.

tiempo de integración (1 muestra) submuestras	100 $\mu$ s - 50 ms 4 máximo
tiempo de integración (muestras múltiples)	200 ms máx
relación señal - ruido	30000:1
no linealidad	<0.1 % sobre 10 pC
máxima tasa de lectura	10 MB/s
conversión A/D	14 bit
datos de salida	16 bit
dimensiones por tarjeta	101 mm x 164 mm
pitch del detector	0.8 mm
número máximo de módulos	140 (7 tarjetas de control)
número máximo de canales	17920
interfaz RS485	impar, 1 bit stop

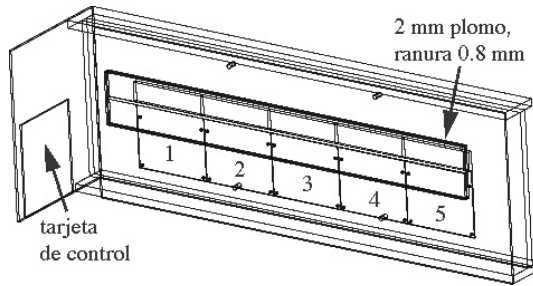
**Tabla 2.3:** Características de la tarjeta de adquisición XDAS.

reflectante,  $\text{TiO}_2$ , que presenta una reflectividad de prácticamente un 100 %.



**Figura 2.7:** Esquema de una matriz de fotodiodos (32 canales de lectura) del detector.

Las 5 tarjetas de adquisición se han montado consecutivamente en una caja de aluminio (figura 2.8), con la tarjeta de control en uno de sus extremos (detalle en la figura 2.5 derecha). Esta caja se atornilla a la bancada vertical mediante una plancha intermedia de aluminio, para posicionar en horizontal la matriz de detección. Permite, además, colimar el haz de radiación que llega al detector, ya que está forrada con 1 mm de plomo (para blindar la parte electrónica) y presenta unas planchas de aluminio con 2 mm de plomo, separadas 0.8 mm mediante unas galgas, que filtran el haz que llega a la línea de centelleadores.



**Figura 2.8:** Esquema de la caja del detector: los números 1-5 indican la posición de las tarjetas de adquisición, con la zona de los detectores colimada por 2 mm de plomo.

### 2.2.2. Parámetros de adquisición.

Para la adquisición a través de la tarjeta XDAS es necesario fijar ciertos parámetros. Estos parámetros son [36]:

- *Tiempo de integración.* El tiempo de integración es el tiempo utilizado por los canales del detector para obtener una medida. Su valor puede variar entre 100  $\mu$ s a 50 ms, en pasos de 10  $\mu$ s.
- *Número de submuestras.* La medida de un canal se obtiene como la media de varios períodos de integración según el número de submuestras especificado. Esta media se realiza sumando palabras de 16 bits; el resultado es una palabra de 17 bits en la que se descarta el bit menos significativo. El número de submuestras se especifica como  $2n$ , con  $n=0,1,2$ , de forma que el número de submuestras puede ser 1, 2 o 4, lo que permite extender el rango dinámico del módulo XDAS.
- *Módulos.* Es necesario especificar el número de módulos (tarjetas de lectura) analógicos conectados a cada módulo digital en el sistema. En el tomógrafo, este número es 5.
- *Módulos digitales.* Número de módulos digitales.
- *Trigger de adquisición.* Comandos para empezar la adquisición de forma continua y para pararla.
- *Velocidad de transferencia de datos.* Ha de fijarse a 2.5, 5 o 10 MHz.
- *Número de palabras por volcado.* Fija el número de líneas por volcado utilizadas con una framegrabber. En el tomógrafo este número es 1.

La estructura de los comandos y la comunicación se explican en el apéndice B. Todos los parámetros se fijan en el programa de adquisición en un subprograma de inicialización. Sin embargo, dos de estos parámetros influyen directamente en el tiempo total de adquisición de datos: el tiempo de integración y el número de submuestras.

Al fijarlos se pretende una adquisición de datos rápida en el tomógrafo, y por otro lado, una buena calidad de imagen.

Para minimizar el tiempo de adquisición se escoge una única submuestra (un mayor número incrementa proporcionalmente el tiempo de adquisición; los datos de salida son la media de las muestras medidas). Por otro lado, la calidad de imagen puede estimarse directamente con la relación señal - ruido (SNR, *signal-to-noise ratio*): a mayor SNR, mayor calidad de imagen. Debido a que la fluencia del tubo de rayos X no es alta, se necesita un tiempo de integración alto para un valor razonable de la SNR. En este tomógrafo se utiliza típicamente un tiempo de 50 ms, lo cual implica una SNR inicial (es decir, sin calibración de señal previa) de  $\approx 40$ . Este tiempo de integración, junto con el tiempo necesario para la lectura de trigger de la tarjeta (1 ms), el volcado de datos a la tarjeta y la velocidad de las bancadas, hace que el tiempo de adquisición por proyección en un corte tomográfico sea de 60 ms. En el capítulo de artefactos (capítulo 6) se estudia, de todas formas, la adquisición a un mayor número de submuestras.

## 2.3. Sistema de posicionamiento.

### 2.3.1. Ejes del sistema.

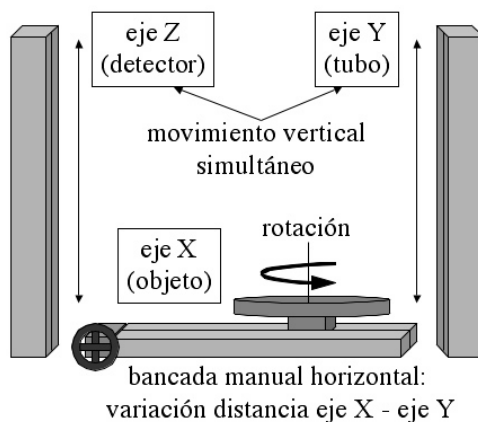
El sistema de posicionamiento se ha estructurado como un sistema de tres ejes, lo que otorga una configuración flexible a la geometría del sistema y a la secuencia de escaneado. El montaje mecánico integra dos bancadas lineales motorizadas<sup>3</sup> situadas en vertical, ambas con un recorrido de 450 mm y una bancada rotatoria motorizada, con capacidad de carga de 80 kg y un plato giratorio de 300 mm de diámetro y 20 mm de ancho. Esta bancada rotatoria está montada sobre una bancada lineal horizontal no motorizada, con un recorrido de 500 mm, situada entre las dos bancadas verticales (ver figura 2.9).

Sobre las bancadas verticales se han montado el detector (bancada izquierda, eje Z) y el tubo (bancada derecha, eje Y), de forma que se tiene un movimiento simultáneo de ambas durante la adquisición. La bancada horizontal (eje X) permite variar la distancia entre el foco del tubo y el objeto a escanear, es decir, variar la magnificación del sistema (esto se verá con detalle en un capítulo posterior).

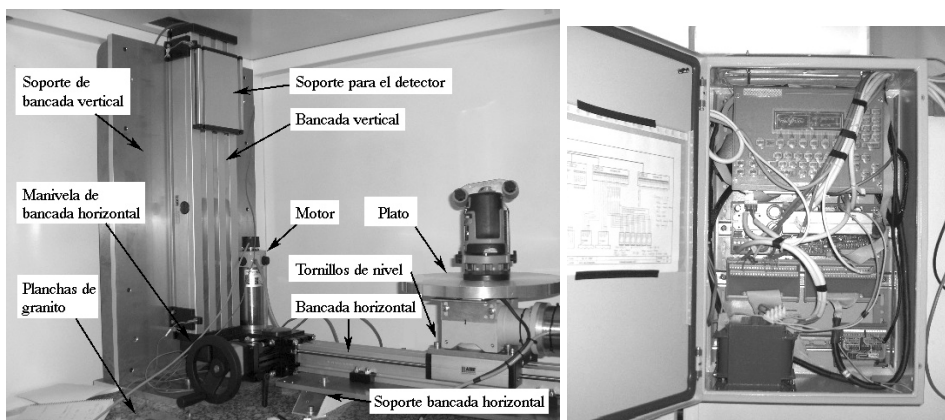
Las tres bancadas lineales están sujetas a sendos soportes de aluminio, para su estabilidad y, a su vez, ajustadas a dos planchas de granito de 2.5 cm de ancho para minimizar vibraciones en el sistema. Los soportes están fijados mediante tornillos de paso fino de forma que es posible alinear de forma precisa cada una de las bancadas (ver en el capítulo siguiente la calibración geométrica del sistema). A su vez, el soporte de la bancada rotatoria sobre la horizontal presenta pies de nivelado, para equilibrar el plato de giro.

---

<sup>3</sup>de BAHR modultechik.



**Figura 2.9:** Dibujo esquemático de los ejes del sistema de tomografía con las bancadas.



**Figura 2.10:** Detalle de la bancada vertical en la que se sitúa el detector, de la bancada horizontal y la rotatoria (izquierda). Controlador PID (derecha).

### 2.3.2. Características de las bancadas.

El cuerpo de las bancadas lineales consiste en un perfil de aluminio con cuatro barras calibradas de acero. El carro incorpora los rodamientos, precargados y sin holgura con respecto al perfil. La rotación del husillo se transforma en el movimiento lineal del carro, y está protegido del polvo y la suciedad por una cinta de acero inoxidable. Estas bancadas se mueven mediante un servomotor<sup>4</sup> de corriente continua

<sup>4</sup>Servomotor: dispositivo similar a un motor de corriente continua con capacidad de ubicarse en cualquier posición de forma estable dentro de su rango de operación.

con encoders ópticos de posicionamiento<sup>5</sup> y que presentan sensores de fin de carrera por efecto Hall en sus extremos. La precisión de estas bancadas (su repetibilidad) es de 25  $\mu\text{m}$ . Por otro lado, la bancada rotatoria tiene también un encoder óptico en el motor para conocer su posición angular.

### 2.3.3. Control de las bancadas: controlador PID.

El control de las tres bancadas motorizadas (verticales y rotatoria) se realiza mediante un controlador PID<sup>6</sup> programado en código CNC<sup>7</sup> (MiniVision System de Tex Computer, s.r.l, tabla 2.4). El sistema MiniVision integra el controlador con la alimentación y conexiones para los motores correspondientes (ejes X,Y,Z del sistema), y dos conectores de entradas y salidas, P14 y P15 (ver los esquemas de conexiones en el apéndice A y la figura 2.2). El módulo P15 incluye las entradas de los encoders de los tres ejes, las correspondientes a los sensores de fin de carrera para los ejes Y, Z y también el pulsador de emergencia. Por otro lado, el módulo P14 presenta una serie de entradas y salidas analógicas del sistema, programables a través del código CNC.

Los programas CNC así como los distintos comandos de ejecución (cargar el programa, ejecutarlo, pararlo, etc) se envían desde el programa de LabVIEW vía conexión serie, según el protocolo serie de comunicación del control MiniVision [40]. Estos programas están escritos en un fichero de texto, de forma que se leen asociados a una serie de comandos. El sistema tiene además una pantalla con teclas que permite controlar el movimiento de las bancadas, cargar programas o incluso escribirlos directamente y variar los parámetros del controlador en esta pantalla, sin conexión a ordenador. La comunicación con este dispositivo se explica en el apéndice B.

Una de las salidas del módulo P14 se utiliza como señal de sincronismo para la electrónica de adquisición (señal de trigger). La señal de trigger se integra en el código CNC, pudiendo sincronizar la adquisición con el movimiento de las bancadas.

Por otro lado, se utiliza un par entrada/salida del MiniVision conectado a una PCI de I/O analógicas y digitales (PCI 6023E de National Instruments [38]). Esta relación se utiliza como señal de control (de realimentación) entre el fin de la adquisición y su volcado a disco (ver figura 2.11). Así, en una tomografía completa, el código CNC envía una señal a la PCI, que se lee en el programa de LabVIEW; cuando se realiza el volcado de datos de cada corte, del ordenador se envía una señal de la PCI al MiniVision, para que el programa CNC continúe con la adquisición. En radiografía y un corte estas señales se generan por redundancia.

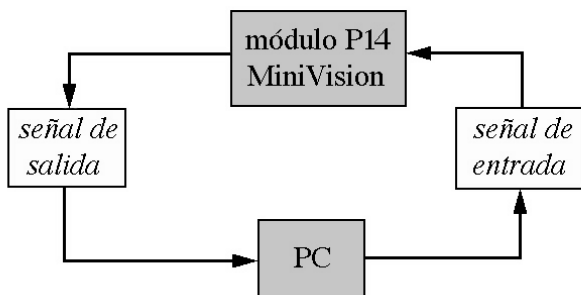
Las señales de entrada y salida del módulo P14 y de la PCI presentan distintas lógicas: nivel TTL para la PCI y de 24 V para el MiniVision. Para ajustar estos

---

<sup>5</sup>Un encoder óptico es un sensor que detecta el movimiento de rotación de un eje, basado en optoacopladores: un diodo fotoemisor y un transistor fotorreceptor.

<sup>6</sup>Un controlador PID, proporcional integral derivativo, es un sistema que mantiene, mediante un actuador, una variable o proceso dentro del rango de medida del sensor utilizado.

<sup>7</sup>CNC, control numérico por computador, es un dispositivo que dirige el posicionado de una máquina mediante órdenes programadas de forma automática a partir de informaciones numéricas en tiempo real.



**Figura 2.11:** Lazo de realimentación adquisición - volcado a disco: la señal de fin de movimiento sale del módulo P14 del Minivision y entra a la PCI 6023E (controlada por el PC). Una vez acabado el volcado de datos, se envía una señal desde el PC de forma que el módulo P14 recibe una entrada, y termina el bucle.

niveles, el bucle presentado en la figura 2.11 incluye un regulador y un comparador a la entrada de la PCI, y un diodo photoMOS en la entrada al MiniVision.

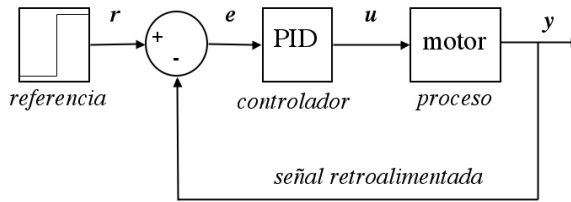
Por otro lado, se ha incluido un circuito con un optoacoplador a la salida del módulo P14 correspondiente a la señal de trigger para la tarjeta de control de los detectores. Este circuito se introduce para evitar que se introduzcan pulsos de rizado en la señal de trigger que provengan de los motores de las bancadas y que generen adquisiciones erróneas.

Microprocesador	16 bits / 32 MHz
RAM datos	512 Kbytes
Flash eprom	1 Mb
Entradas / salidas	56
Salidas pnp	1.1 A por salida, estáticas
Control de movimiento	interpolación, eje eléctrico complejo, radios de unión tangencial, etc.
Ejes	4 de serie, salida analógica o PWM
Display	240x64 monocromo
Teclado	56 teclas
Puerto serie	RS232/485
Memoria externa	disquetera 1.44 Mb
Entradas analógicas	2 a 10 bits, 0 - 10 V.
Alimentación	24 Vcc
Chasis posterior	Cerrado (283mm x 198 mm x 150 mm)

**Tabla 2.4:** Especificaciones del sistema de control numérico MiniVision.

### 2.3.4. Parámetros de las bancadas.

En el sistema MiniVision también se ajustan los parámetros de movimiento de las bancadas. Los parámetros pueden ser de movimiento de ejes (aceleración y velocidad máxima, de búsqueda de cero, etc), de posicionamiento (máximo error de posicionamiento, error de movimiento concluido, etc) y de ajuste del PID. Un control PID de posición de un servomotor de corriente directa funciona mediante un lazo de control, en el que la posición final se calcula comparando la señal de referencia  $r$  (que equivale a la posición deseada) y la señal de salida  $y$  (de posición dada por el encoder) (ver figura 2.12). Estas señales son un voltaje equivalente a las posiciones dadas, que dependen del voltaje de alimentación del motor. La diferencia entre las señales de referencia y de salida da una señal de error  $e$ , que se ha de minimizar o anular para finalizar el movimiento. La señal de control  $u$ , corresponde al voltaje producido por el controlador para disminuir o anular el error (positivo si la referencia es mayor que la señal de salida; negativo si es menor).



**Figura 2.12:** Diagrama de flujo del funcionamiento de un controlador PID.

Un controlador PID presenta una componente proporcional (KP), una componente integral (KI) y una componente derivativa (KD), de forma que se produce una señal de control igual a [41]:

$$u \simeq KP \left( 1 + \frac{1}{sKI} + sKD \right) e \quad (2.1)$$

donde  $s$  es el tiempo. La parte proporcional consiste en el producto de la señal de error por la constante proporcional; es alta cuando el error es alto y disminuye con él, si bien siempre mantiene un valor residual de error. Por otro lado, la función derivativa mantiene el error al mínimo corrigiéndolo proporcionalmente con la velocidad que se produce (se evita que aumente el error). La función integral disminuye y elimina el error en estado estacionario, es decir, el error residual del modo proporcional.

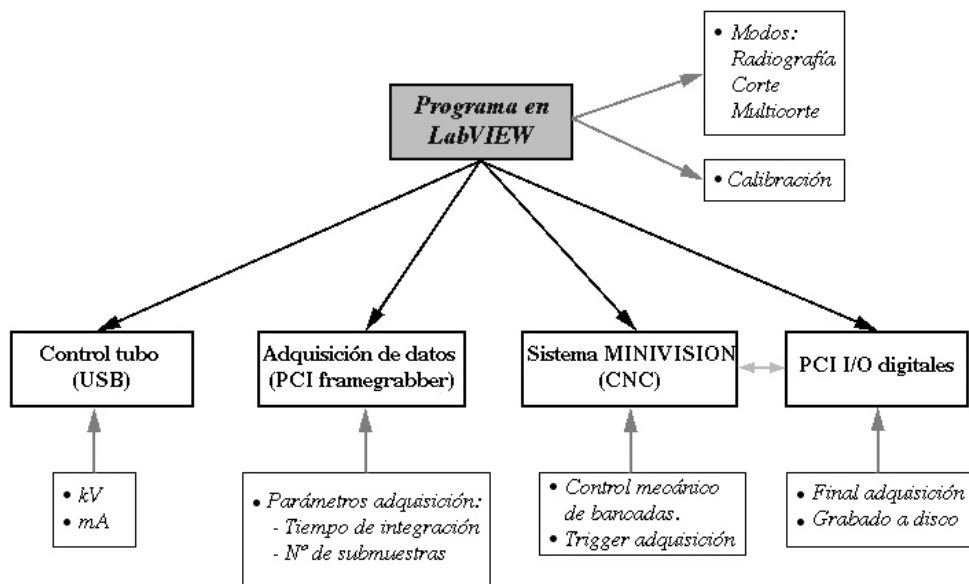
Los parámetros de ajuste del PID son de vital importancia en la relación entre el movimiento de la bancada y la adquisición de datos. Un error demasiado amplio dará lugar a variaciones importantes de la posición utilizada en la reconstrucción con respecto a la posición ideal. De esta forma, los parámetros han de estar perfectamente

ajustados para obtener un movimiento suave, sin afectar a la calidad de imagen. En las bancadas del sistema se han tomado de base las especificaciones del distribuidor, y se han variado los parámetros hasta ajustar el movimiento al deseado, con los valores finales mostrados en el apéndice A.

## 2.4. Software de control y de adquisición.

Todo el software de control y de adquisición se ha programado en LabVIEW (versión 8.2). Se ha escogido LabVIEW (National Instruments Inc.) por ser un entorno gráfico de programación que se ha convertido en un estándar en adquisición de datos y automatización de control de instrumentos, y que soporta controladores de diversa instrumentación. Una de sus características es la compilación de ejecutables *stand-alone* de forma que es posible ejecutar programas compilados de forma independiente.

En la figura 2.13 se ve un diagrama de bloques del software desarrollado en LabVIEW [33], [34]. Por un lado, se muestran las distintas partes implementadas en el programa de adquisición, como 4 bloques de control. Por otro, están los modos de adquisición y la calibración, escogidos por el usuario. Estos bloques se detallan a continuación.



**Figura 2.13:** Diagrama de bloques del software de adquisición y movimiento en LabVIEW.

- *Tubo de rayos X.* La energía del tubo de rayos X se controla desde el programa,

fijando la corriente y el kilovoltaje del tubo.

- *Adquisición de datos.* Se fijan los parámetros de adquisición de la tarjeta XDAS. Es posible modificar el tiempo de integración y el número de submuestras.
- *PCI I/O digitales.* Se utiliza para procesar y enviar señales de redundancia (fin de adquisición y grabado a disco) en el sistema. Su control está implícito en la comunicación con el sistema de control de bancadas MiniVision, por lo que a nivel de hardware no forma un bloque independiente (figura 2.2).
- *Sistema Minivision.* Este sistema lo forman el controlador PID, programado en CNC, y los módulos P14 y P15. A nivel de software constituye el bloque mecánico del sistema, coincidiendo con su análogo en hardware.

Los programas en código CNC se han implementado en ficheros de texto plano, que se cargan al controlador PCI desde el software de LabVIEW. Estos programas se ejecutan por tanto remotamente, y llevan incluidas variables cuyo valor se fija posteriormente desde el software de control. También se incluye una serie de señales de entrada y salida (correspondientes a las entradas y salidas del módulo P14, ver el esquema de hardware), de forma que se integra la señal de trigger con el movimiento, así como las señales de realimentación que se comunican con el bloque anterior.

### 2.4.1. Modos de adquisición.

La programación CNC de las bancadas de motor continuo permite múltiples combinaciones de adquisición de datos para los tres tipos de adquisición del tomógrafo: radiografía digital, corte axial y tomografía multicorte.

De forma paralela al tomógrafo, se ha realizado un programa de movimiento de las bancadas, de forma que se puedan alinear o posicionar en algún punto específico (como es necesario, por ejemplo, en la calibración geométrica).

La solución de movimiento de las bancadas adoptada con el código CNC es la siguiente:

- *Radiografía digital.* Se realiza un movimiento vertical simultáneo del detector y el tubo, mientras que la bancada rotatoria (con el objeto) permanece fijo.
- *Corte axial.* El detector y la fuente están fijos a una altura dada, mientras que la bancada rotatoria (por tanto, el objeto) rota 360° de forma continua.
- *Tomografía.* Se realizan sucesivos cortes; según se acaba una rotación completa, el detector y el tubo se mueven a la siguiente posición (altura del corte). El avance de las bancadas verticales paso a paso permite escoger cualquier ancho de cortes en la tomografía.

El tipo de movimiento realizado por las bancadas es un movimiento continuo, tanto en el modo de radiografía como de corte axial. El trigger para la adquisición se dispara si la bancada se halla en la posición requerida, dentro de un margen de incertidumbre dado por el error máximo de posicionamiento (parámetro de ejes del controlador PID). En el caso de las bancadas verticales, si  $b$  es la posición instantánea de la bancada,  $paso$  el paso de avance en vertical, y  $e$  el error máximo de posicionamiento, se tiene:

$$v = \left| \frac{b}{paso} - int \left( \frac{b}{paso} \right) \right| \quad (2.2)$$

donde  $int$  es la parte entera. El trigger se dispara si:

$$trigger = \begin{cases} \text{on,} & \text{si } v < e \\ \text{off,} & \text{si } v > e. \end{cases} \quad (2.3)$$

El disparo de trigger es equivalente para el movimiento de la bancada rotatoria.

### Velocidad de las bancadas.

La velocidad de las bancadas se ajusta según el tiempo de integración y el margen de incertidumbre. Debido al lazo de control PID, este cálculo no es exacto y el tiempo de adquisición varía en una cantidad pequeña de impulsos de trigger. Se debe ajustar este parámetro para cada modo de adquisición, según el espaciado vertical en radiografía y el angular para cortes (ver tabla 2.5), y el tiempo de integración y el número de submuestras dado (50 ms, 1 submuestra). La velocidad se especifica a través de una variable en el código CNC, que es el porcentaje de la velocidad máxima de la bancada (apéndice A).

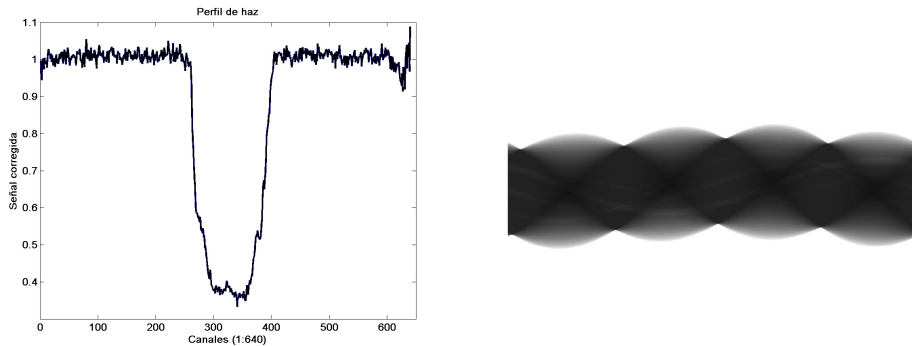
Modo	Espaciado de adquisición	Velocidad (%)
<i>Radiografía</i> (bancadas verticales)	0.1 mm	0.88
	0.25 mm	5
	0.5 mm	9.68
	1 mm	12
<i>Corte</i> (bancada rotatoria)	1°	8
	0.45°	4
	0.4°	3
	0.3°	2.1

**Tabla 2.5:** Parámetros de adquisición para los modos de radiografía y corte axial.

### Volcado de datos.

El volcado de datos a disco se puede realizar de dos formas. La primera es para cada proyección individual (es decir, 640 palabras de 16 bits en cada posición), fijando

el tamaño de lectura en los parámetros de adquisición de la PCI a estas 640 palabras. Por otro lado, se puede fijar el tamaño de lectura para leer todas las proyecciones de un corte completo y volcar los datos una vez acabado (figura 2.14). Esta modalidad presenta la ventaja que cualquier acción en el ordenador no afecta a la adquisición, que se almacena en la PCI hasta su posterior volcado. Se han implementado ambas opciones excepto para la adquisición de radiografía; dependiendo de la longitud a cubrir y el espaciado en vertical, es fácil sobrepasar el máximo de datos que almacena la PCI.



**Figura 2.14:** Visualización del volcado de datos de la PCI: vista de una proyección (izquierda) y el sinograma, para un corte completo (derecha).

El grabado del archivo binario de imagen se realiza de forma individual para radiografía y corte axial. El archivo incluye una primera línea de cabecera en la que se incluyen parámetros geométricos para su posterior reconstrucción: la posición de la bancada horizontal y el paso vertical o ángulo en radiografía o corte, respectivamente. Los cortes tomográficos se graban dentro de un mismo directorio, con cada corte en un archivo separado. Se escribe aparte otro archivo con los parámetros geométricos, en los que se incluyen la posición de la bancada horizontal, el avance vertical, el espaciado angular y el número de proyecciones.

### 2.4.2. Modos de adquisición adicionales.

**Movimiento continuo.** El haber escogido un movimiento continuo de las bancadas para la adquisición responde a varios factores. En primer lugar, la velocidad de movimiento al tratarse de bancadas accionadas por un servomotor es mayor con un movimiento continuo. El avance paso a paso exige del motor una serie de movimientos: rampa de aceleración hasta alcanzar la velocidad máxima, movimiento en velocidad constante y rampa de desaceleración. Esto dilata el tiempo necesario de avance entre posiciones contiguas, además de que la aceleración siempre conlleva un arranque (o frenado) brusco que, aunque se puede minimizar ajustando los parámetros del lazo PID, implica un ligero desplazamiento en la posición buscada. Esta variación puede

afectar a la adquisición en radiografía si se supone un paso en vertical muy fino, ya que la posición de la bancada puede diferir de la deseada con una incertidumbre cercana al valor del paso en vertical. Esto mismo ocurre, según se ha comprobado, con el movimiento de la bancada rotatoria, y también afecta la inercia del movimiento del objeto, situado en la bancada, que puede desplazarse. Sería necesario un giro muy lento para evitar los movimientos bruscos de aceleración - frenado.

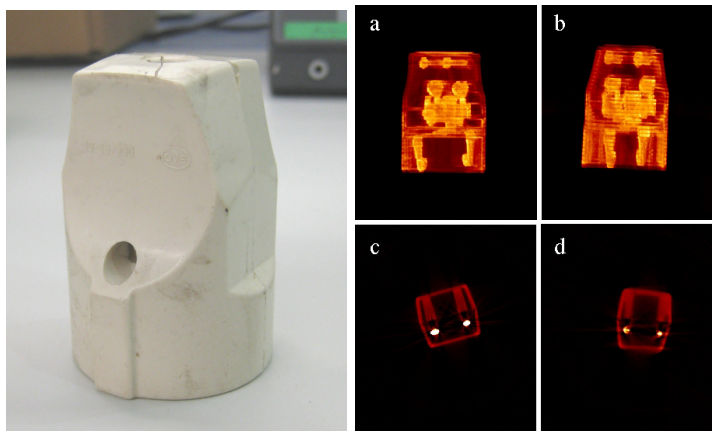
**Radiografía paso a paso.** La adquisición en radiografía paso a paso se realiza cambiando de estado la señal de trigger para cada adquisición. Es necesario introducir un tiempo de espera entre los cambios de estado de esta señal para que las tarjetas adquieran una proyección. Sin embargo, el tiempo mínimo que el controlador PID lee del código CNC conlleva una adquisición de 2 proyecciones, con lo cual hay que eliminar los datos redundantes para la reconstrucción. De todas formas, se ha implementado este modo de adquisición; en caso de querer realizar radiografías con un espaciado vertical distinto de aquéllos para el movimiento en continuo, es posible cargando el programa paso a paso en código CNC al controlador PID; el programa a nivel de usuario no se modifica.

**Barrido vertical en tomografía.** Otra de las modalidades de adquisición descartadas en tomografía ha sido la composición opuesta, es decir, un barrido vertical completo para cada posición angular de la bancada rotatoria. La posibilidad de aumentar la velocidad de escaneado implica que la adquisición ha de hacerse en el movimiento de las bancadas verticales de arriba hacia abajo y viceversa. Por tanto, la reconstrucción conlleva un reordenamiento de cada barrido en vertical (para mantener una misma dirección) y a continuación agrupar los valores correspondientes a un mismo paso en vertical, es decir, en un corte bidimensional axial. Es este corte el que a continuación se reconstruye para dar lugar a la imagen del objeto. Debido a que el movimiento es en continuo el paso en vertical ha de ser fijo entre los valores para los cuales se ha calibrado la velocidad de la bancada. Por otro lado, el tiempo total de adquisición no compensa si se quiere cubrir una altura grande.

Como ejemplo, se ha realizado una tomografía de un casquillo plástico de un enchufe en ambas modalidades, cortes en vertical y en horizontal. Se trata en total de 90 cortes (espaciado 1 mm: longitud total recorrida de 9 cm) y 360 proyecciones. La velocidad de adquisición total ha sido de 21 minutos (adquisición en vertical) frente a 24 minutos en horizontal. Sin embargo, esta diferencia de tiempo se compensa en la reconstrucción; es mayor para la adquisición en vertical debido a la reordenación de los datos.

Otro de los problemas de esta modalidad es que una adquisición errónea, bien sea por un fallo en el volcado o ruido, se traslada a todos los cortes de la imagen, ya que cada uno de los barridos genera datos para todos los cortes. De esta forma, un pequeño fallo genera una mala reconstrucción de un objeto. En las figuras 2.15 se observan el *rendering* en tres dimensiones y un corte de la tomografía de un casquillo de plástico de un enchufe, según las dos modalidades de adquisición. Las figuras de la izquierda (figuras 2.15 a, c) corresponden a la adquisición por cortes horizontales,

mientras que las de la derecha (figuras 2.15 b, d) a la adquisición en vertical. Se ha comprobado que presenta más de una proyección errónea, lo cual se traslada a una reconstrucción final incorrecta.



**Figura 2.15:** Comparación de reconstrucción según cortes en horizontal (a),(c) o en vertical (b),(d).

En resumen, el modo de adquisición escogido (movimiento en continuo de bancadas) responde a varios factores: flexibilidad del movimiento y evitar problemas en la reconstrucción de la imagen.

Un tiempo de integración distinto implica una calibración para ajustar la velocidad, a partir del valor esperado por tiempo de integración y velocidad máxima de la bancada. En cuanto al número de submuestras, la velocidad necesaria es directamente proporcional a este número.

### 2.4.3. Software de usuario.

Desde el programa de LabVIEW se escoge el modo de adquisición: radiografía digital, corte axial, tomografía. Existen dos programas principales paralelos, según el volcado de datos sea por proyección o el conjunto de todas las proyecciones.

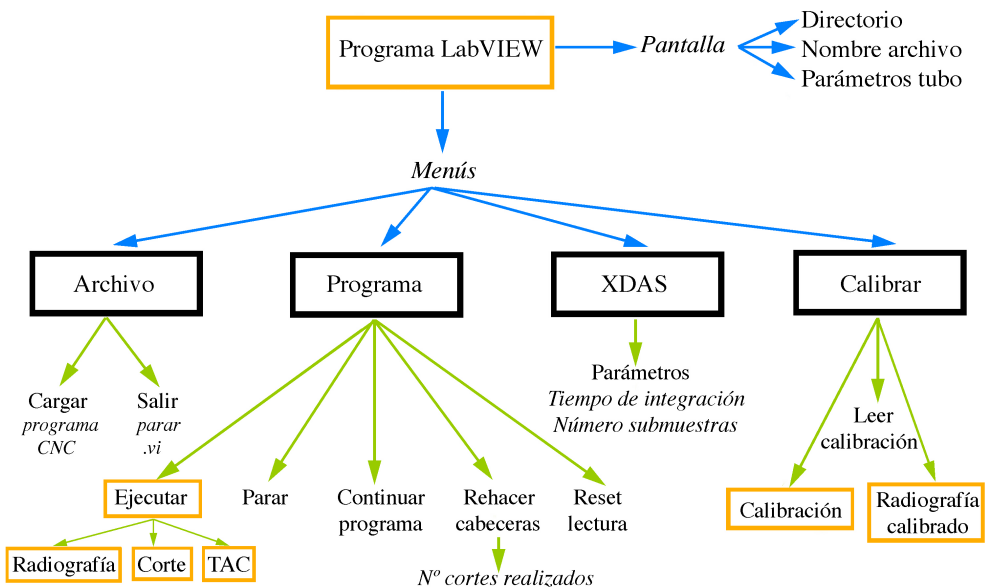
En el programa LabVIEW se utilizan variables globales, que se comparten entre subrutinas. Este tipo de variables son la velocidad de las bancadas, paso de avance, etc, según se especifica en la tabla 2.6.

El programa de LabVIEW (así como todos los subprogramas) pueden explicarse a partir de diagramas de bloques. De esta forma, se ilustra a continuación el funcionamiento global del software del sistema.

El programa principal se explica en la figura 2.16, con la visualización en pantalla y los menús en los que se divide:

<i>Variable global</i>	<i>Bloque hardware</i>	<i>Valor por defecto</i>
Tiempo de integración	Sistema XDAS	50 ms
N° submuestras	Sistema XDAS	1
Paso radiografía	MiniVision	0.1, 0.25, 0.5, 1 mm
Proyecciones corte	Minivision	360, 800, 900, 1200
Porcentaje velocidad bancadas	MiniVision	0 - 100 %
Posición bancada horizontal	MiniVision	0 - 500 mm

**Tabla 2.6:** Resumen de algunas variables globales del software en LabVIEW.



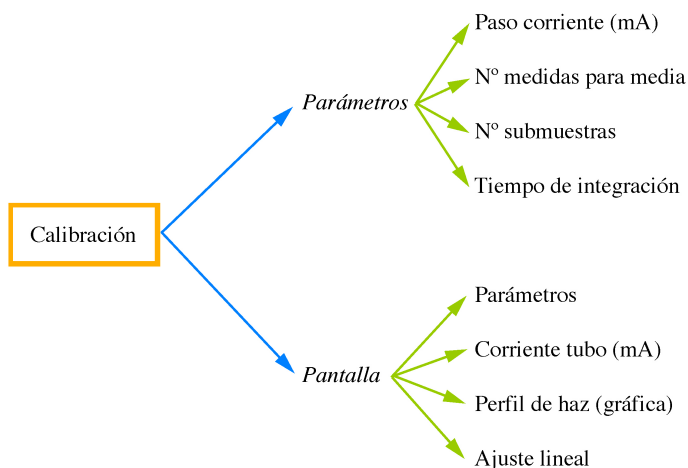
**Figura 2.16:** Esquema global del programa de adquisición. Tiene 4 menús (encuadrados en negro) con sus partes correspondientes. Los cuadrados en naranja se refieren a subprogramas que se abren en una pantalla nueva.

- *Archivo*. Desde este menú se cargan los programas en código CNC y permite salir de la pantalla.
- *Programa*. Ejecuta los subprogramas (radiografía, corte, TAC) y permite interrumpir/continuar la ejecución del programa CNC, así como rehacer los ficheros de cabecera (a partir del número de cortes realizados). El submenú *reset lecturas* se utiliza para reajustar los canales de adquisición en caso de que el programa se haya colgado previamente.
- *XDAS*. Fija los parámetros de adquisición de la tarjeta XDAS: tiempo de inte-

gración y número de submuestras.

- *Calibrar*. Este menú abre la pantalla de calibración, permite leer una calibración anterior y realiza una radiografía de calibrado, que cubre toda la longitud de las bancadas. La radiografía se visualiza en una pantalla aparte, pudiendo escoger las posiciones verticales inicial y final para escanear el objeto.

## Calibración.

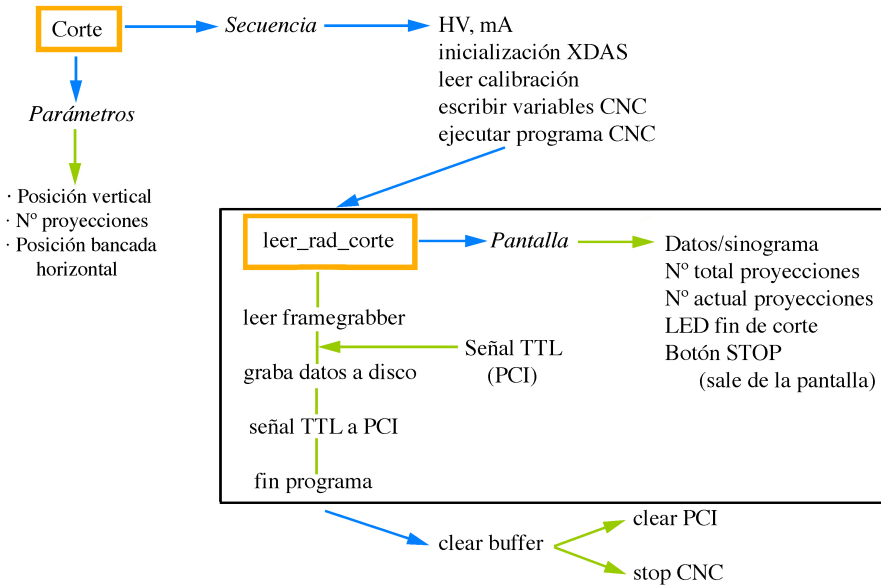


**Figura 2.17:** Esquema de la parte de calibración incluida en el programa general.

El subprograma de calibración se muestra en la figura 2.17. Inicialmente se fijan varios parámetros: paso de corriente en mA, número de muestras para promediar, número de submuestras y tiempo de integración. En la pantalla se visualiza el perfil de haz según aumenta la corriente del tubo y el ajuste lineal final para todos los canales. Para un número de muestras típico de 100, el tiempo de calibración no sobrepasa los dos minutos.

## Ejecución de programas.

En la figura 2.18 se muestra el diagrama para la pantalla de adquisición de un corte, equivalente a la de radiografía. La subrutina se abre en una nueva pantalla, y se fijan los parámetros de adquisición para cada modo. La secuencia mostrada en la figura es la que realiza el programa, y el recuadro con *leer\_rad\_corte* muestra el proceso



**Figura 2.18:** Diagrama de bloques de la adquisición de modo de corte. El modo de radiografía es equivalente.

de adquisición propiamente dicho: lectura de datos (de la PCI framegrabber), volcado a disco (una vez recibida la señal de fin de adquisición) y la señal de realimentación con la PCI. En la pantalla se visualizan las proyecciones adquiridas y las totales. Una vez acabada la adquisición, finaliza programa CNC y se realiza un *clear* de la tarjeta PCI framegrabber. La figura 2.19 muestra la pantalla del programa principal y la de adquisición de un corte, con la visualización del sinograma.

El diagrama de adquisición en modo de tomografía (figura 2.20) sigue una estructura parecida a la del corte y radiografía. Dentro del proceso de adquisición aparece un nuevo bucle, que introduce el número de cortes de TAC. Si este número no concuerda con el requerido, la lectura (junto con el avance en vertical de las bancadas) prosigue. El resto de los componentes se repite. En la figura 2.21 se muestra la pantalla para introducir los parámetros de adquisición, previa a la pantalla de adquisición, que es equivalente a la de un corte (figura 2.19) y en la que se renueva la imagen cada vez que se finaliza un corte (modo de volcado de corte completo).

Por último, se muestra el programa de movimientos individuales de las bancadas (diagrama de la figura 2.22). En este programa se puede realizar una búsqueda de la posición cero de las bancadas y fijar un cero en cualquier posición. Se utiliza para ajustar horizontalmente el haz y la altura del detector (ver el capítulo de calibración geométrica).

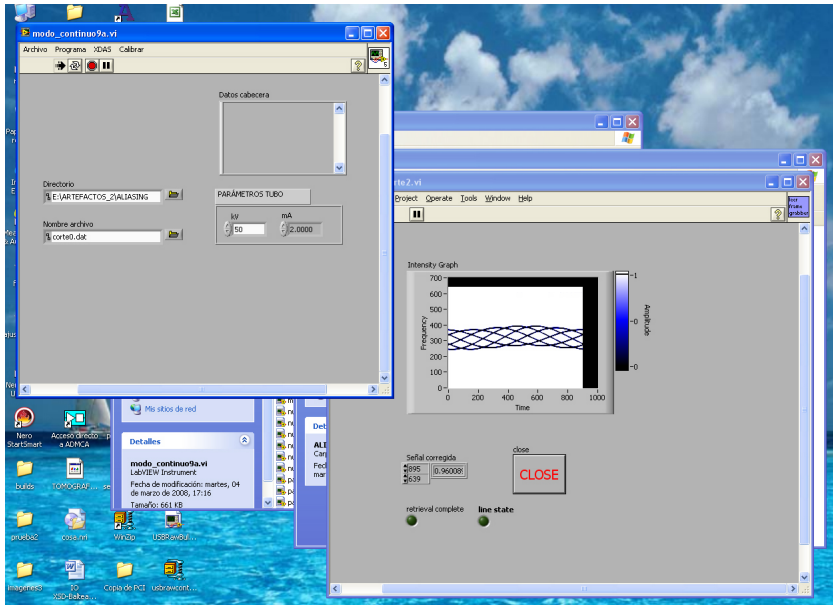


Figura 2.19: Imagen del programa de adquisición con el volcado completo de un corte: visualización del sinograma.

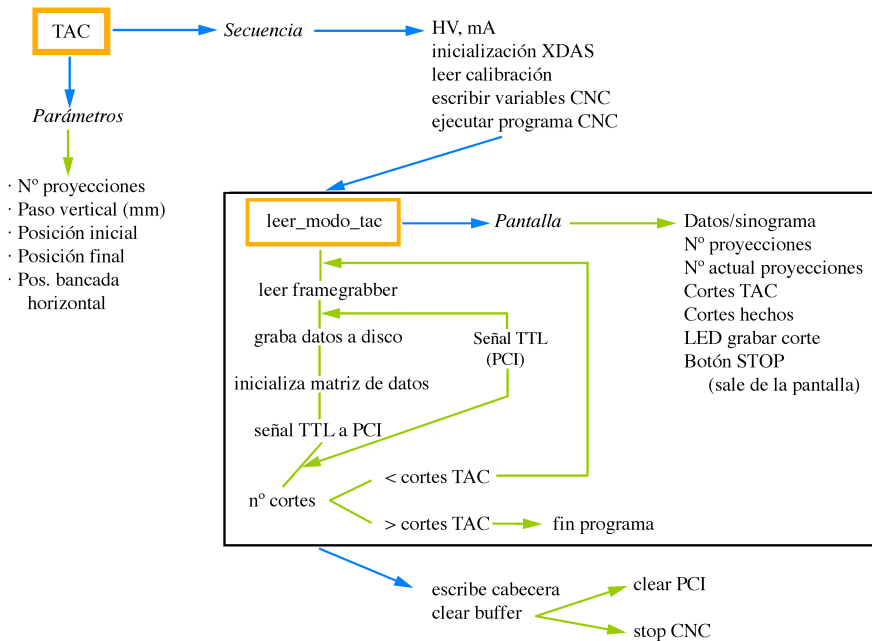
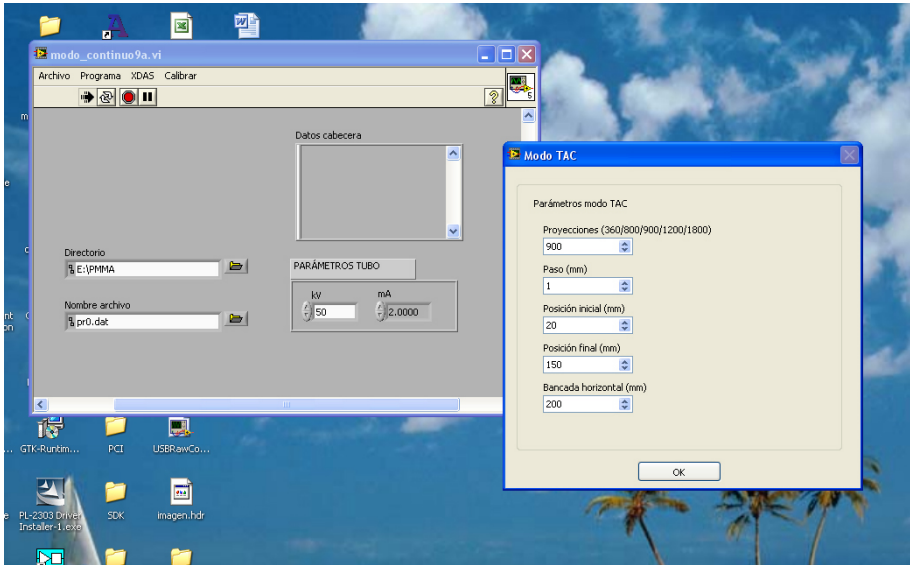
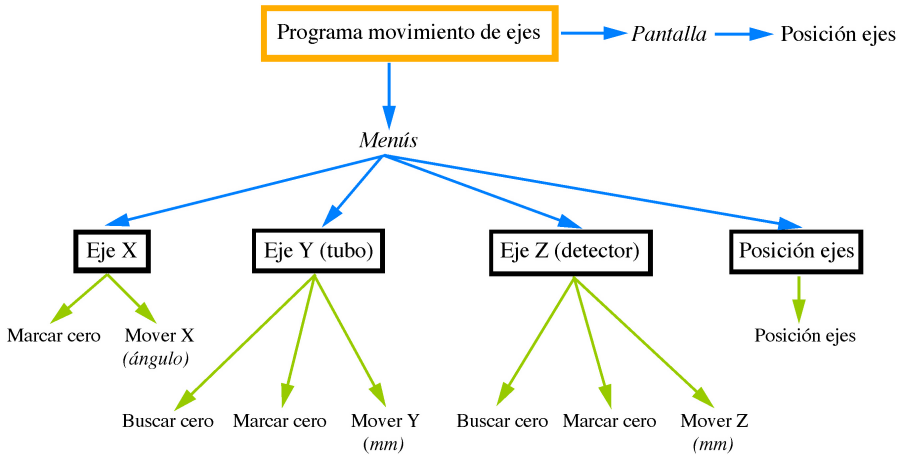


Figura 2.20: Diagrama de bloques de la adquisición de modo de tomografía.



**Figura 2.21:** Imagen del programa de adquisición principal y la ventana para introducir los parámetros de adquisición en tomografía.



**Figura 2.22:** Diagrama del programa de movimiento de ejes.

## Capítulo 3

# Reconstrucción y visualización.

La reconstrucción y visualización es el último apartado para conseguir un sistema de imagen cerrado y útil para distintas aplicaciones. Sin embargo, son cuestiones independientes entre sí, por lo que se describen por separado.

### 3.1. Reconstrucción.

La reconstrucción de imágenes tomográficas en esta tesis está basada en el algoritmo de retroproyección filtrada (FBP), un método analítico según se comentó en la introducción. Las radiografías digitales se consideran por separado, puesto que no necesitan un algoritmo de reconstrucción.

#### 3.1.1. Radiografías digitales.

La lectura de los archivos de radiografía digital se realiza en Matlab (v 7.1 R14, [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)). El archivo de reconstrucción es un .m (fichero de código) de Matlab, del cual se ha implementado un archivo ejecutable en Windows. Este archivo permite leer los datos, sin disponer del programa, en un terminal de comandos especificando el nombre del archivo de imagen.

La lectura del archivo de datos (en binario) consiste en ordenar la línea de datos en una matriz de imagen. Para su representación, se aplican los parámetros geométricos de la cabecera del archivo, obteniendo el tamaño de píxel en milímetros a partir del factor de magnificación de la adquisición. Utilizando el ejecutable, la imagen se graba en formato bmp y en el terminal de comandos aparecen las escalas horizontal y vertical en mm/píxel de la imagen.

### 3.1.2. Reconstrucción de imagen tomográfica.

La reconstrucción a partir del algoritmo de retroproyección filtrada para tomografía se realiza también en Matlab. Este programa ya tiene implementada el algoritmo FBP en sus comandos, tanto para una geometría de haz paralelo como de haz en abanico.

El comando que se utiliza es el llamado *ifanbeam*. Básicamente consiste en reordenar los datos a una matriz de geometría paralela y reconstruir ésta con el FBP a partir de la transformada Radon. Se utiliza el algoritmo de retroproyección filtrada para realizar la transformada inversa Radon. El filtro está diseñado en el dominio de la frecuencia y se multiplica por la transformada de Fourier de las proyecciones, completadas anteriormente con ceros a una potencia de 2 para prevenir artefactos de *aliasing* en el dominio espacial, así como para acelerar la transformada de Fourier.

Para utilizar este comando, hay que fijar el espaciado angular entre proyecciones y la distancia objeto-foco de radiación. Esta distancia se da a partir de la calibración geométrica del sistema, y del valor de la magnificación se obtiene el tamaño de píxel en mm. Entre las opciones de este comando se puede implementar un filtro de rampa para eliminar altas frecuencias (según se comenta en el capítulo 4, sección 2). También permite fijar el tipo de interpolación utilizada en la retroproyección (vecinos próximos, interpolación lineal o *Spline*).

La reconstrucción de los archivos se realiza como en radiografía, con un ejecutable creado a partir de un archivo .m de Matlab. La salida de un archivo único de un corte axial es la misma, en bmp y especificando la escala píxel a milímetros.

En cuanto a la tomografía, los cortes se reconstruyen individualmente. Los datos geométricos necesarios se obtienen de un fichero generado aparte, entre los que se incluyen la posición de la bancada horizontal (factor de magnificación), el ancho de los cortes, el número de proyecciones por corte y finalmente el número total del cortes del TAC.

La imagen reconstruida se graba en el formato *Analyze 7.5 SPM*. Este formato es un tipo de procesado de imagen, desarrollado por *The Biomedical Imaging Resource* en la *Mayo Foundation* [43]. Se trata de un formato libre, y una imagen en el formato *Analyze* consta de los tres archivos comentados:

- *Archivo .img*. Contiene los datos que formarán la imagen.
- *Archivo .hdr*. Es la cabecera, y contiene la información relativa al .img: el tamaño de vóxel en la imagen y el número de píxeles en las direcciones X, Y, Z así como el formato de datos, un factor de escala para la imagen y las coordenadas para el vóxel de origen.
- *Archivo .mat*. Sigue el formato de archivos de Matlab, y contiene información sobre la orientación de la imagen: se trata de una matriz 3 x 3 que permite orientar la imagen en las tres direcciones espaciales.

El archivo de cabecera `.hdr` se crea en el programa de LabVIEW de adquisición a partir de un ejecutable en Windows, en el que se incluyen todos los datos necesarios. El problema del tomógrafo con este formato es que si el número de cortes es menor que el esperado (porque se haya interrumpido la adquisición), la cabecera no responde a los datos actuales y no permite su visualización; para ello se ha incluido un submenú en el programa de usuario con el que rehacer la cabecera fijando el número de cortes realizados finalmente.

La estructura en línea de comandos del ejecutable para la cabecera es la siguiente:

```
make_hdr.exe name.hdr X Y Z T xsize ysize zsize datatype max min
```

siendo:

- `make_hdr.exe`. Ejecutable para construir el fichero `.hdr`.
- `name.hdr`. Nombre del fichero de cabecera.
- `X`, `Y`, `Z`. Tamaño (ancho, altura y profundidad) en píxeles del fichero.
- `T`. Número de volúmenes en la imagen; en general en las imágenes adquiridas es 1. Este número varía para otro tipo de imágenes médicas.
- `xsize`, `ysize`, `zsize`. Tamaño de vóxel en `x`, `y`, ancho de corte (en mm).
- `datatype`. Formato de los datos; los formatos válidos son: *binary*, *char*, *short*, *int*, *float*, *complex*, *double*, *RGB*.
- `max`, `min`. Valores máximo y mínimo de vóxel para la visualización.

## 3.2. Visualización.

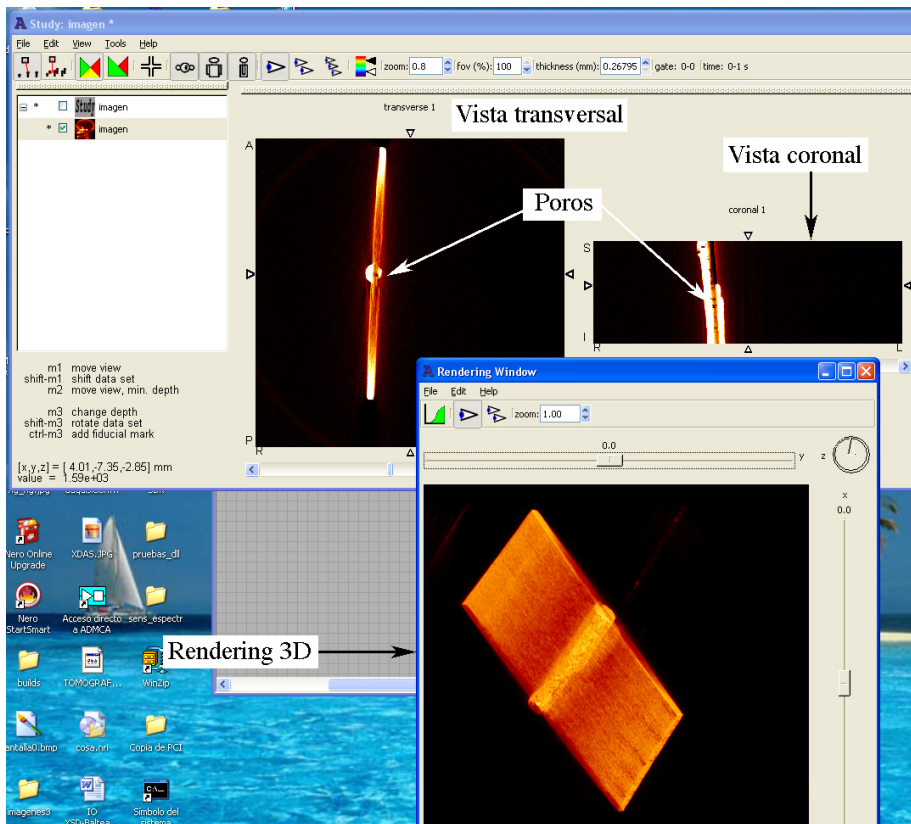
El programa utilizado para la visualización de imágenes tomográficas es el AMIDE [44], un software libre desarrollado para imagen médica. Este software permite visualizar imágenes de diferente origen: tomografía, resonancia magnética o PET, entre otras. Igualmente, admite distintos formatos para su visualización, entre los que se encuentra el Analyze 7.5 SPM. Por ello, si bien está desarrollado para aplicaciones médicas, es completamente útil como visualizador en un sistema de tomografía con aplicaciones en ensayos no destructivos.

Existen otros softwares de visualización libre como el MRIcro [45]. Además de visualizar imágenes en varios formatos, permite abrir imágenes sin formato definido, así como muestra el sinograma de un objeto antes de la reconstrucción.

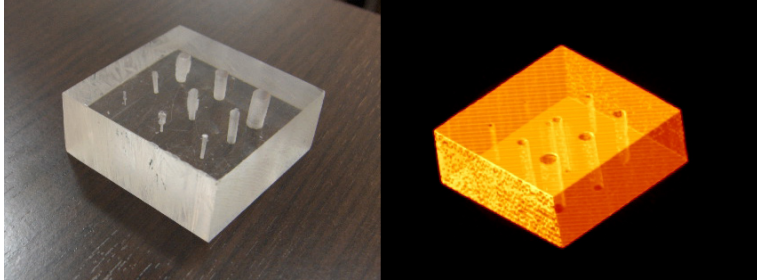
Dentro de las posibilidades de este tipo de programas está la visualización de los cortes en las tres direcciones espaciales (axial, frontal y lateral), así como un *rendering* 3D de la imagen. Es posible variar el rango de niveles de gris, así como el mapa de color para una mejor visualización, e incluso modificar la función de densidad en la

imagen tridimensional. Se puede rotar la imagen, seleccionar regiones de interés y tomar perfiles de los objetos a fin de caracterizar detalles.

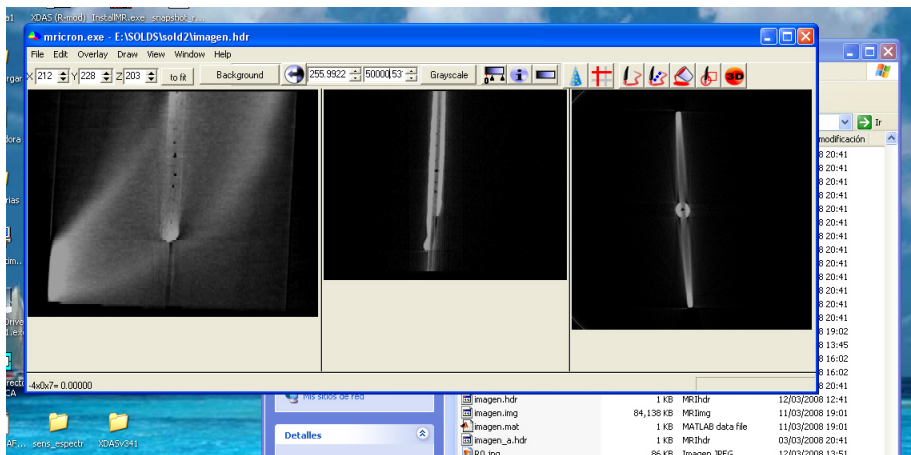
En la figura 3.1 se ve la pantalla del programa AMIDE; el software MRIcro se muestra en la figura 3.3.



**Figura 3.1:** Pantalla del programa AMIDE, con los cortes de una soldadura de dos chapas de aluminio.



**Figura 3.2:** Ejemplo de *rendering* 3D de un bloque de PMMA con taladros.



**Figura 3.3:** Pantalla del programa MRI, con una tomografía de una probeta de soldadura.



## Capítulo 4

# Calibración del sistema tomográfico.

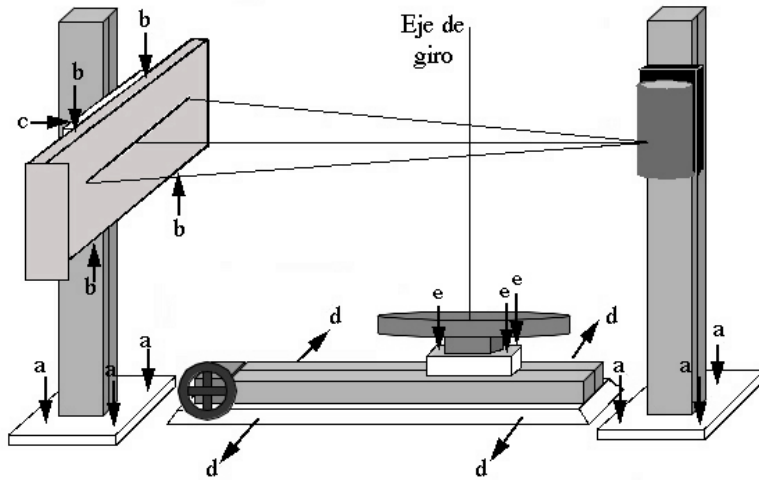
Todo sistema de imagen necesita una calibración previa; en el caso del sistema tomográfico presentado, la calibración abarca dos ámbitos. En primer lugar, una caracterización geométrica de los distintos componentes de sistema (alineamiento de las bancadas, centrado de la matriz detectora...) y, en segundo lugar, una calibración de la respuesta en señal del detector. En ésta se considera tanto la propia respuesta de los canales del detector como los artefactos que afectan a la calidad de imagen, si bien éstos se discutirán en un capítulo posterior.

### 4.1. Caracterización geométrica del sistema.

La caracterización geométrica de un sistema tomográfico es de vital importancia en cuanto a la adquisición de imagen y su reconstrucción. En todo algoritmo de reconstrucción es necesario incluir ciertos parámetros geométricos del sistema: distancia foco - detector, foco - objeto y espaciado entre detectores. En el tomógrafo presentado en esta tesis la distancia foco - objeto es variable, por lo que ha de caracterizarse en función de la posición del objeto.

Por otro lado, la adquisición de datos puede verse afectada por una alineación tubo - detector incorrecta, obteniendo valores que no corresponden a los esperados para la reconstrucción.

En la figura 4.1 se muestra un esquema de los ajustes geométricos del sistema de ejes del tomógrafo, con los puntos de nivelado, de ajuste y direcciones de movimiento para los distintos elementos. La caracterización geométrica, a partir de este gráfico, se describe en los apartados siguientes:



**Figura 4.1:** Esquema de ajustes geométricos del sistema mecánico. (a) Alineamiento de las bancadas verticales, (b) alineamiento horizontal del detector, (c) fijación de la caja del detector a la bancada, (d) alineamiento de la bancada horizontal (eje de rotación) perpendicular al haz, (e) nivelado de la bancada rotatoria.

#### 4.1.1. Nivelado de la cabina.

El sistema de tomografía se ha montado en una cabina de chapa galvanizada y plomo (1.5 mm chapa, 2 mm plomo, 1.5 mm chapa), de dimensiones 1.5 m x 1 m x 1 m, situada sobre una estructura con 6 patas, de 50 cm de ancho. Encima de cada pata se ha colocado un nivel de tornillo para poder nivelar la cabina (figura 4.2).

La cabina se nivela utilizando un marcador láser, ajustando la base horizontal mediante los niveles para los laterales de la cabina.

#### 4.1.2. Alineamiento horizontal del detector.

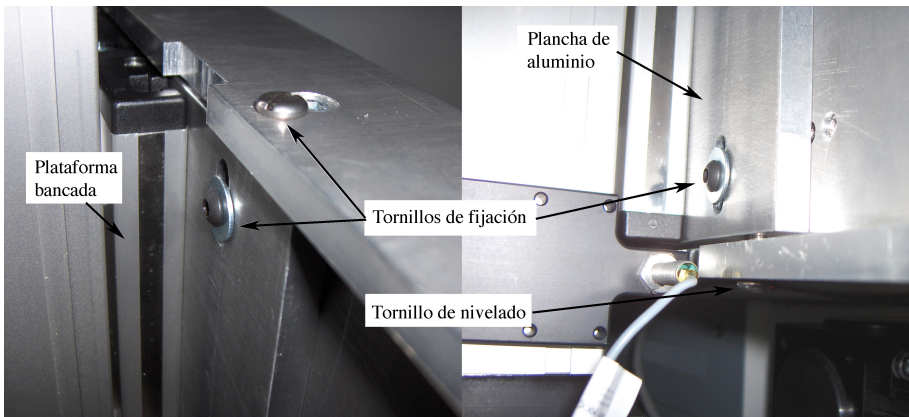
El detector, situado dentro de la caja de aluminio, ha de estar perfectamente paralelo a la base de la cabina, es decir, perpendicular al eje de rotación del objeto. De esta forma, el haz ha de definir un plano de adquisición paralelo a la línea de detectores (según se aprecia en la figura 4.1).

La caja de aluminio está sujeta a la plataforma de avance de la bancada vertical mediante una plancha de aluminio de 1 cm de ancho y unas dimensiones en plano de 20 cm de ancho x 30 cm de alto. La sujeción a esta plancha se realiza con cuatro taladros en la parte plana (puntos c en la figura 4.1), y otros cuatro distribuidos entre dos en la parte superior (borde de 1 cm de la plancha) y 2 en el borde inferior (puntos b). Los dos tornillos en la parte inferior permiten subir o bajar los extremos de la caja



**Figura 4.2:** Foto de uno de los tornillos de nivel en la base de la cabina.

con el detector para nivelarlo, mientras que tanto los superiores como los de la zona vertical permiten fijarlo en la posición deseada (ver figura 4.3).

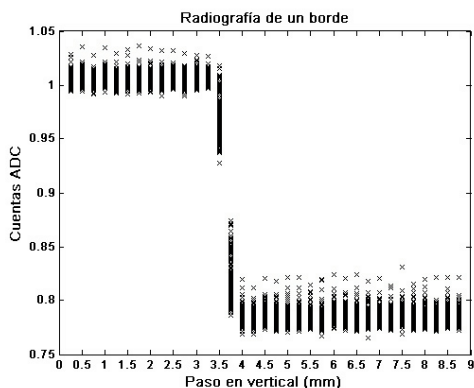


**Figura 4.3:** Detalle de los tornillos de nivelado del detector: parte superior (izquierda) e inferior (derecha).

El nivel de la línea de detección se fija mediante estos tornillos, comprobándolo mediante un marcador láser. También se comprobó que la línea marcada por el colimador de plomo corresponde a la línea de centelleadores. La marca del nivel láser es suficiente en este caso, ya que el ancho del detector (2 mm) supera la ranura marcada por el colimador (0.8 mm). Sin embargo, la incertidumbre del ajuste visual de la línea de detección (marcada ahora por el colimador) depende del ancho de la marca láser,

de 2 mm. Por tanto, es necesaria una comprobación más exacta.

Para realizar esta comprobación, se adquiere la radiografía de un objeto largo que forme un borde paralelo al eje longitudinal del detector. En la radiografía el detector avanza en vertical, por lo que al atravesar el borde se ha de observar una caída de señal en todos los canales. Si el detector está bien alineado, el punto medio de la caída ha de coincidir en el mismo punto vertical para todos los canales, con una desviación mínima de este punto, tal y como se aprecia en la figura 4.4.



**Figura 4.4:** Gráfica de la señal para todos los canales (en cuentas de ADC) para el avance en vertical de la radiografía de un borde.

Por otro lado, la línea de detección ha de estar alineada con el centro del haz en posición vertical. Si el haz llega inclinado a la línea de detección la medida del objeto no es correcta al atravesar un espesor mayor del material. El desplazamiento vertical entre tubo y detector se mide con el nivel láser. Su valor es de 2 mm, de forma que se ha de marcar un valor nuevo de cero para las bancadas verticales.

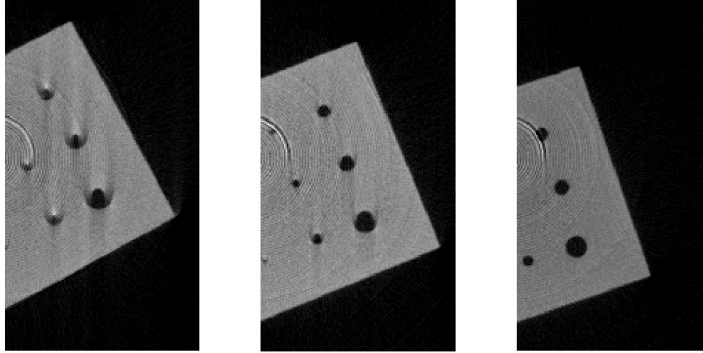
### 4.1.3. Alineamiento de las bancadas verticales.

Las dos bancadas verticales están fijadas a unos soportes (torres de aluminio), fijados a su vez mediante tornillos a las planchas de granito en el suelo de la cabina, según marcan los puntos (a) en la figura 4.1. El soporte de la bancada en la que se mueve el tubo de rayos X tiene unos taladros amplios para alinearla respecto a la otra bancada vertical.

El alineamiento de estas bancadas responde a que el foco de radiación ha de estar centrado en el detector para obtener una reconstrucción correcta de un corte tomográfico. Si no están alineados, esto se traduce en artefactos en la imagen, como sombras, debidos a una reconstrucción inadecuada.

Para comprobar el alineamiento foco-centro del detector se han adquirido cortes de un maniquí de PMMA con varios taladros. Si la posición del foco es errónea,

la imagen reconstruida presenta una deformación muy apreciable en los agujeros; moviendo consecutivamente la bancada del tubo, se llega a una reconstrucción válida, fijando la bancada en esta posición (ver figura 4.5).



**Figura 4.5:** Detalle de los agujeros del maniqué en sucesivas posiciones del foco respecto al detector. La figura de la derecha es la posición final, con el foco centrado con el detector.

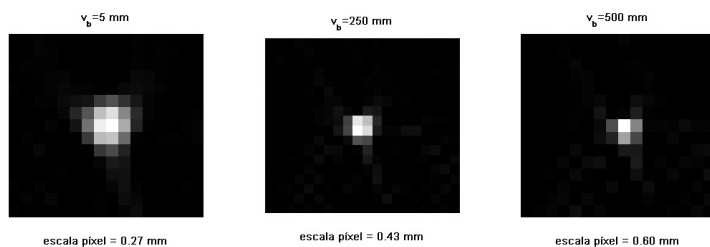
#### 4.1.4. Alineamiento de la bancada horizontal.

En la descripción del sistema de tomografía se explicó que la distancia foco - objeto es variable; la bancada rotatoria está situada sobre una bancada lineal manual entre las dos bancadas verticales. Esta bancada ha de estar alineada de forma que el eje de rotación de la bancada rotatoria coincida, para cada posición de la bancada horizontal, en el eje definido por el foco y el centro del detector (figura 4.1). Si este eje no está alineado, en la reconstrucción aparecerán artefactos que afectan a la calidad de imagen (de la misma forma que en el apartado anterior). Los puntos (c) en la figura 4.1 muestran el desplazamiento posible de esta bancada para su centrado.

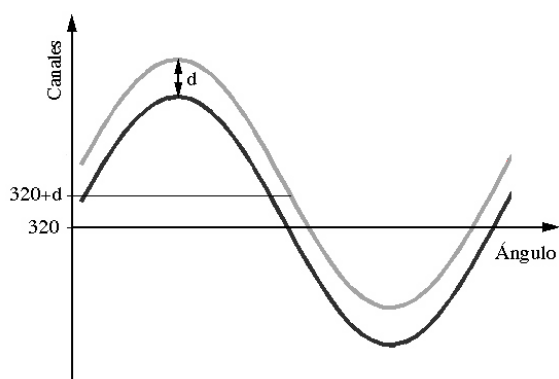
Para comprobar la alineación de la bancada, se adquieren imágenes en los dos extremos de la bancada y en su punto medio de un alambre de 1 mm de diámetro. Se trata de un objeto puntual, para el que la reconstrucción debe ser fidedigna (ver figura 4.6). Por otro lado, el sinograma del objeto ha de estar centrado en el canal central del detector, el 320, como se indica en la figura 4.7.

#### 4.1.5. Alineamiento horizontal de la bancada rotatoria.

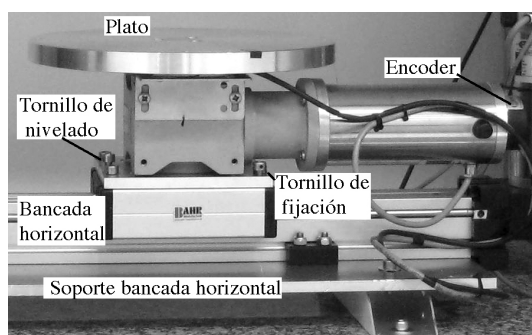
La bancada rotatoria, junto con el plato de aluminio, han de estar nivelados respecto al eje de la línea de detección. Para este ajuste, la bancada rotatoria está unida a la bancada horizontal manual mediante un soporte con 4 tornillos de fijación y 3 de nivelación (figura 4.8). El nivelado se realiza mediante un marcador láser.



**Figura 4.6:** Reconstrucción del alambre para las posiciones central y extremas de la bancada horizontal. El objeto se mantiene puntual.



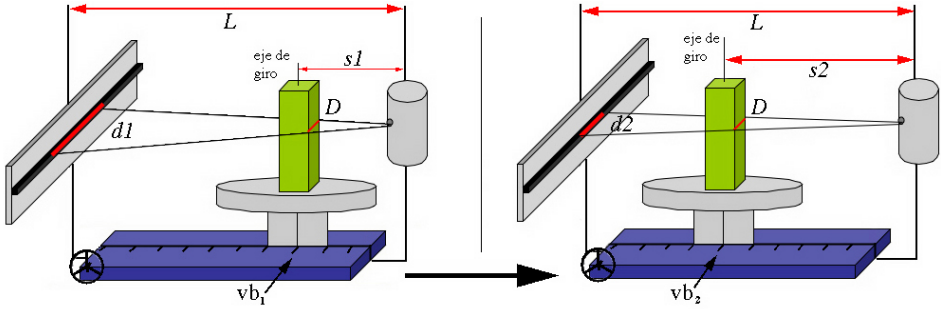
**Figura 4.7:** Sinograma de un objeto puntual.  $d$  es el desplazamiento respecto al canal central dado en distancia entre elementos (0.8 mm).



**Figura 4.8:** Bancada rotatoria y plato sobre la bancada horizontal manual.

### 4.1.6. Magnificación.

En un sistema de imagen, la magnificación es la relación que existe entre el tamaño de un objeto medido en la imagen y el tamaño real del objeto. La magnificación depende de la distancia entre el objeto y el foco de radiación, de forma que la imagen del objeto en el detector será mayor cuanto menor sea la distancia del objeto al foco.



**Figura 4.9:** Esquema de la magnificación en función de la distancia del objeto al foco de radiación.

De esta forma, en la figura 4.9 se define la magnificación  $M_i$ :

$$M_{1,2} = \frac{d_{1,2}}{D} = \frac{L}{s_{1,2}} \quad (4.1)$$

siendo  $D$  el tamaño real del objeto,  $s_i$  la distancia foco - objeto,  $d_i$  el tamaño del objeto medido en el sistema y  $L$  la distancia foco - detector (fija en el sistema).

A menor distancia foco-objeto mayor es  $d_i$ , de forma que la magnificación aumenta:

$$s_1 < s_2 \implies d_1 > d_2 \implies M_1 > M_2 \quad (4.2)$$

El sistema tomográfico permite variar la magnificación del sistema, variando la posición del eje de rotación. Por tanto, es necesario caracterizar la magnificación en función de la lectura de posición de la bancada horizontal,  $v_b$ , utilizando la relación lineal entre la inversa de la magnificación,  $M^{-1}$ , con  $v_b$ :

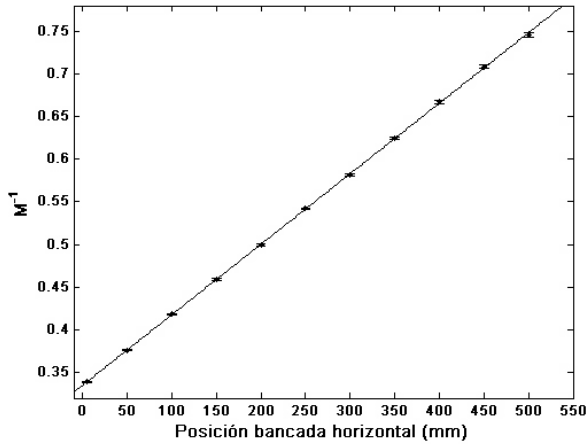
$$M^{-1} = a \cdot v_b + b \quad (4.3)$$

en donde  $a, b$  son los coeficientes del ajuste lineal (en  $\text{mm}^{-1}$  y adimensional, respectivamente) y  $v_b$  es la lectura de la bancada en milímetros.

Se han realizado imágenes de un objeto a distintas posiciones  $i$  de la bancada horizontal. El objeto es una lámina de aluminio (1 mm de espesor), de 11.59 mm de ancho. La magnificación inversa para cada valor  $i$  de la bancada horizontal es:

$$M_i^{-1} = \frac{11,59}{t \cdot 0,8} \quad (4.4)$$

con  $t$  el tamaño en píxeles de la plancha medido en la imagen y 0.8 la escala mm/píxel. El ajuste lineal realizado se muestra en la figura 4.10, y los valores obtenidos en la tabla 4.1.



**Figura 4.10:** Ajuste del valor inverso de la magnificación con la posición de la bancada horizontal.

<i>Coficiente</i>	<i>Valor</i>
Orden cero, $b$	$(0.3351 \pm 0.0004)$
Orden uno, $a$	$(8.26 \pm 0.02) \cdot 10^{-4} \text{ mm}^{-1}$

**Tabla 4.1:** Resultados del ajuste lineal de la magnificación según la lectura de posición de la bancada horizontal.

El intervalo de magnificación alcanzado en el tomógrafo es de 1.3 a 3, fijado por el desplazamiento máximo de la bancada horizontal.

De este ajuste se obtienen varios parámetros (ver tabla 4.2): la posición de la bancada horizontal equivalente a isocentro, la distancia foco - detector y la distancia foco - objeto según la lectura de posición de la bancada; esta última distancia es necesaria en el algoritmo de reconstrucción de un corte.

## 4.2. Calibración de la señal del detector.

Cualquier tipo de detector presenta una respuesta en señal no uniforme, de forma que la señal de los distintos canales difiere entre sí. Esta señal depende también de

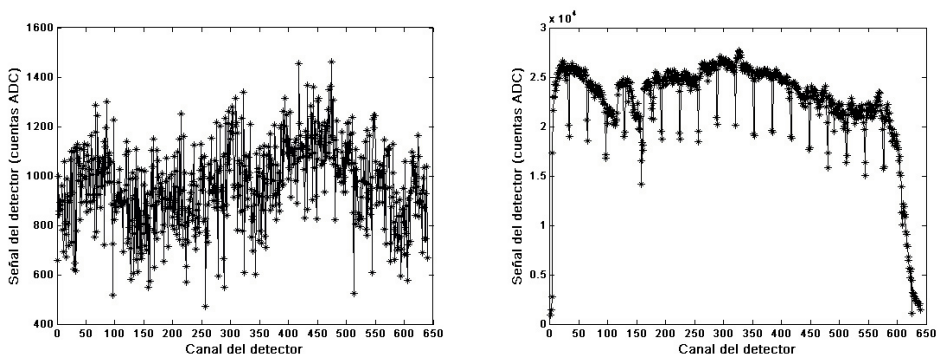
$v_b$ isocentro (mm)	$199.5 \pm 1.6$
foco - detector (mm)	$1209.8 \pm 12.4$
foco - objeto (mm)	$(405.4 \pm 6.2) + v_b$

**Tabla 4.2:** Distancias geométricas del TAC.

la corriente de fuga, que proviene de la electrónica y de señales espurias producidas en los fotodiodos y se ve afectada por factores ambientales (temperatura, presión, humedad relativa). De esta forma, es necesario realizar una calibración de la señal de los canales del detector para evitar artefactos posteriores en las imágenes.

### ■ Pedestales.

Los pedestales son la señal de los detectores en ausencia de haz incidente (ver figura 4.11). Varían con la temperatura ambiente, con el tiempo y entre los propios canales del detector. La variación de esta señal es aleatoria, e introducen artefactos de ruido poco importantes en las imágenes adquiridas dados por pequeñas variaciones de nivel de gris en los píxeles.

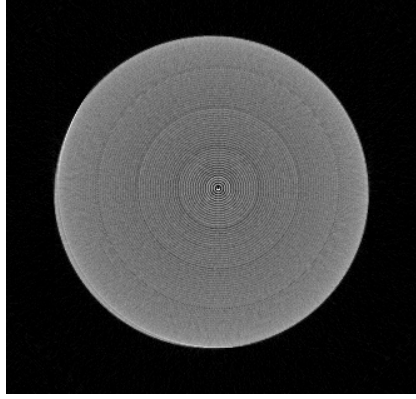


**Figura 4.11:** Pedestales (izquierda) y ganancia (derecha) para los 640 canales del detector del tomógrafo.

### ■ Respuesta de los canales (ganancia).

La respuesta del detector al haz incidente (ganancia) varía entre los canales, y puede derivar con el tiempo. Esta variación produce unas líneas verticales en los sinogramas, que se reflejan en unos anillos muy característicos en la imagen reconstruida (figura 4.12).

Debido a la variación de los pedestales y la ganancia es necesario calibrar los canales del detector de forma previa a la adquisición. La calibración realizada se denomina *air scan*, y está basada en medidas del detector del haz directo, sin objeto. Se realiza



**Figura 4.12:** Anillos característicos por diferente respuesta entre canales adyacentes.

una serie de medias para valores consecutivos de la intensidad  $I$  del haz de radiación. La respuesta de cada canal  $i$  con la intensidad es lineal (figura 4.13 derecha):

$$S_j^i = g_i \cdot I_j + p_i, \quad j=0:2 \text{ mA.} \quad (4.5)$$

con  $i$  de 1 a 640. De esta forma, la señal de un elemento detector  $i$  se corrige a partir de la expresión:

$$S_{corr}^i = \frac{S_m^i - p_i}{g_i}, \quad i=1:640 \quad (4.6)$$

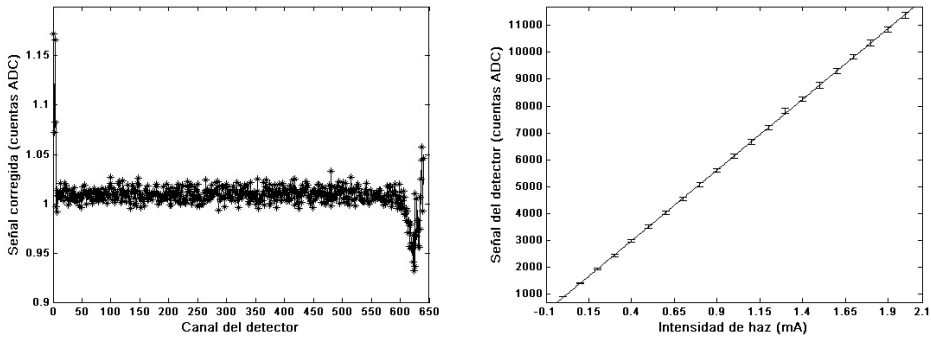
siendo:

- $S_{corr}^i$  la señal corregida para el canal  $i$ ,
- $p_i$  el pedestal para el canal  $i$ ,
- $g_i$  la ganancia para el canal  $i$ ,
- $S^i$  la señal medida para un canal  $i$ ,

a partir del ajuste lineal de la ecuación 4.5, donde  $S_j$  se toma como:

$$S^i = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N S_k^i \quad (4.7)$$

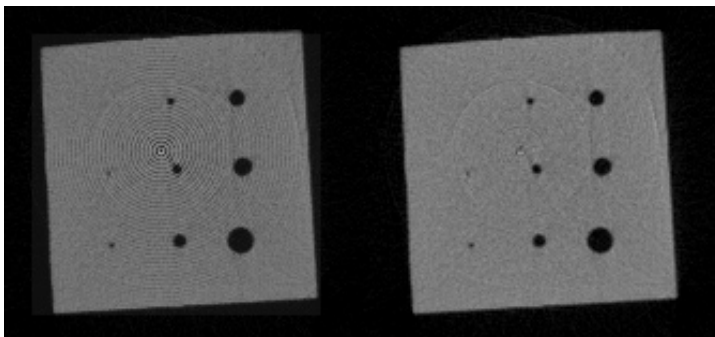
La señal corregida se muestra en la figura 4.13. Las señales de los extremos presentan valores muy diferentes, debido a que por la colimación el haz directo no alcanza estos canales. La incertidumbre relativa del resto de canales es inferior a un 0.65 %.



**Figura 4.13:** Señal corregida para todos los canales (izquierda), calibración con la intensidad de haz para el canal 100 (derecha).

La calibración se ha implementado en el software de adquisición, como ya se explicó en el capítulo 2. Se puede realizar una calibración previa a cada medida o leer un archivo de una calibración ya realizada; la corrección de la señal se hace automáticamente antes de volcar a disco los datos.

A pesar de la calibración, aparece una variación de señal entre detectores del haz sin atenuar de  $\sim 1\%$ . Esta variación produce anillos muy visibles al introducir un objeto en la imagen reconstruida, aumentando conforme lo hace la atenuación. Los anillos son básicamente ruido a altas frecuencias, y es posible eliminarlo aplicando un filtro de rampa en el algoritmo de reconstrucción. Si bien no desaparecen totalmente, se observa una clara mejora en la imagen (figura 4.14).



**Figura 4.14:** Imagen inicial de un maniquí de PMMA (izquierda) e imagen filtrada (derecha), en la que prácticamente desaparecen los anillos.

### 4.3. Calibración en densidades: unidades Hounsfield.

Como se ha comentado en el capítulo de introducción, la escala de intensidades en una imagen reconstruida en tomografía son los llamados números TAC o unidades Hounsfield (UH). Estas unidades se definen para elementos o compuestos a partir de la expresión:

$$UH = \frac{\mu - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \cdot 1000 \quad (4.8)$$

con  $\mu$  el coeficiente de atenuación lineal para el material en cuestión. De esta forma, es posible calibrar los niveles de gris en la imagen en unidades Hounsfield a partir de una curva de calibración obtenida con imágenes de varios materiales para la energía del haz del tomógrafo. En tomografía, los números Hounsfield pueden variar significativamente con los algoritmos de reconstrucción, especialmente con los filtros aplicados en tomografía clínica. Por tanto, la importancia de esta calibración no es tanto en una aplicación industrial como en clínica, donde se busca diferenciar en niveles de gris tejidos con coeficientes de atenuación muy parecidos entre sí.

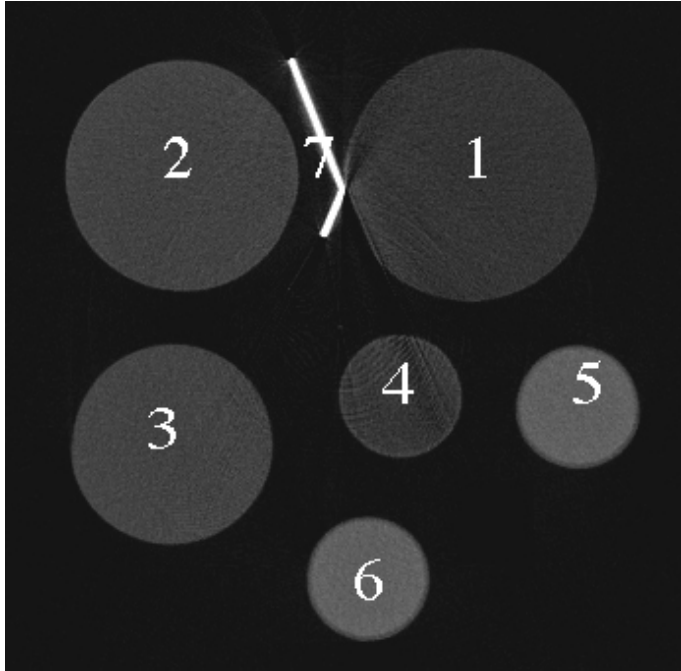
A pesar de la aplicación no directa en el uso del tomógrafo presentado, se han realizado medidas de líquidos de densidades parecidas (de baja densidad para el haz no se atenúe totalmente) para comprobar la capacidad de discriminación del sistema. Los materiales escogidos son el hexano ( $C_6H_{14}$ ), acetona ( $CH_3(CO)CH_3$ ), etanol ( $CH_3-CH_2-OH$ ), decano ( $C_{10}H_{22}$ ), etilenoglicol ( $C_2H_4(OH)_2$ ) y agua ( $H_2O$ ). Sus densidades (en condiciones normales, 20° y 1 bar) y coeficientes de atenuación lineal se muestran en la tabla 4.3. Igualmente, se ha estudiado el aluminio como elemento de alta densidad (en comparación con estos líquidos). Debido a que los coeficientes de atenuación lineal dependen de la energía, y el haz de rayos X es policromático, se ha escogido una energía efectiva de haz para estos cálculos, fijada en 36 keV a partir de un análisis similar al realizado en el capítulo 5 posterior; en estas imágenes se está utilizando un filtro de 0.1 mm de cobre a la salida del haz para disminuir el endurecimiento de haz. Los cálculos se han realizado a partir de los datos de coeficientes de atenuación másicos del NIST [56].

Líquido	Densidad (g/cm <sup>3</sup> )	$\mu$ (cm <sup>-1</sup> )	Unidades Hounsfield
Hexano	0.6594	0.1629	-475.5
Acetona	0.7903	0.2068	-334.4
Etanol	0.7897	0.2135	-312.1
Decano	0.730	0.1797	-421.6
Etilenoglicol	1.113	0.3115	2.6
Agua	0.9982	0.3107	0
Aluminio	2.70	2.1392	5886.0

**Tabla 4.3:** Densidades y coeficientes de atenuación lineal para los 4 líquidos estudiados.

Para realizar la calibración en unidades Hounsfield se ha adquirido la imagen de un

corte tomográfico de los materiales presentados, a 900 proyecciones y 2 submuestras de integración, para minimizar el ruido (figura 4.15). Los coeficientes de atenuación lineal sobre la imagen reconstruida se calculan realizando un perfil en cada zona del material. El valor obtenido es en  $\text{píxel}^{-1}$ , de forma que hay que dividirlo por la escala píxel a cm para a continuación obtener este valor en  $\text{cm}^{-1}$ .



**Figura 4.15:** Imagen de los materiales: 1: hexano, 2: acetona, 3: etanol, 4: decano, 5: etilenoglicol, 6: agua, 7: aluminio.

Material	Coefficientes atenuación lineal ( $\text{cm}^{-1}$ )
Hexano	$0.1607 \pm 0.0021$
Acetona	$0.2012 \pm 0.0020$
Etanol	$0.2048 \pm 0.0019$
Decano	$0.1753 \pm 0.0029$
Etilenoglicol	$0.2930 \pm 0.0026$
Agua	$0.2914 \pm 0.0029$
Aluminio	$1.543 \pm 0.014$

**Tabla 4.4:** Coeficientes de atenuación para los distintos materiales.

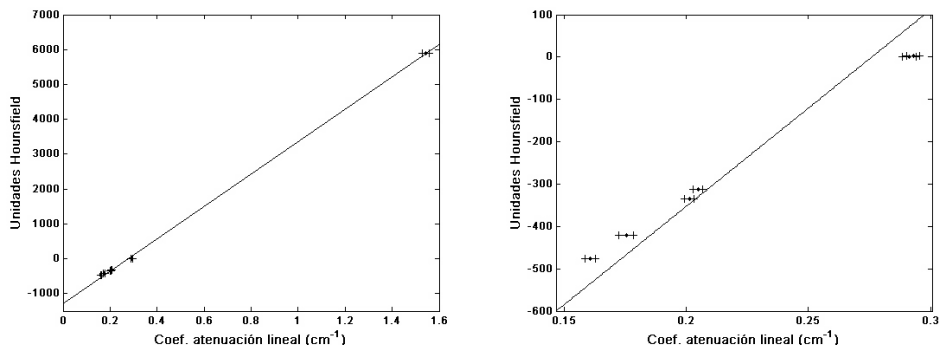
De aquí se calcula el ajuste lineal para la calibración en unidades Hounsfield del sistema:

$$UH = a \mu + b$$

donde  $a$  y  $b$  son los coeficientes del ajuste, en cm y adimensional (como las unidades Hounsfield), respectivamente. Sus valores son:

$$a = (4459 \pm 42) \text{ cm}$$

$$b = (-1235 \pm 12)$$



**Figura 4.16:** Ajuste lineal para las unidades Hounsfield con los coeficientes de atenuación (izquierda), detalle para la zona de líquidos (derecha).

Los resultados obtenidos para los coeficientes de atenuación son menores que los supuestos teóricos, lo cual puede ejemplificar la naturaleza policromática del haz (considerado monocromático a partir de una energía efectiva). Además, la diferencia aumenta con el coeficiente de atenuación, lo cual puede provenir de un efecto más pronunciado de endurecimiento de haz. De todas formas, se observa que en cuanto a los materiales presentados, el sistema es capaz de diferenciar entre materiales de densidades y coeficientes de atenuación lineal similares a estas energías (acetona y etanol, o etilenoglicol y agua). Las medidas realizadas tienen una incertidumbre de un 1 %.

En lo que respecta a la visualización, los valores calculados no se distinguen de forma directa. La imagen reconstruida suele normalizarse antes de su visualización. La normalización es a su valor máximo (o al valor máximo entre todas las imágenes para el caso de los cortes de una tomografía completa), por lo que si se utiliza la imagen para distinguir materiales a partir de los números TAC, es necesario tenerla en cuenta y prefijar el valor de normalización. En este sistema no se ha fijado esta constante debido a que por la flexibilidad de actuación, las condiciones de trabajo varían según el tipo de material o los parámetros de adquisición. Esto ocurre de forma contraria que en condiciones clínicas, donde el rango de trabajo es fijo, e incluso el tomógrafo está calibrado para unos pocos casos distintos: tejidos blandos (como pulmones) u óseos, por ejemplo, con sus propios filtros de trabajo.

## Parte III

# Caracterización del sistema



## Capítulo 5

# Caracterización del sistema I: Resolución espacial.

La resolución es una de las características más importantes del funcionamiento de un tomógrafo. Mientras que una de las propiedades más importantes de un TAC clínico es la capacidad de diferenciar (con la mejor resolución posible) detalles que presentan un bajo nivel de contraste respecto al entorno, la característica más importante de un TAC con aplicaciones en ensayos no destructivos industriales es la capacidad de diferenciar con alta resolución espacial detalles que ofrecen un alto nivel de contraste.

La resolución espacial de alto contraste en un TAC describe su capacidad de resolver objetos cercanos en la imagen. Se mide en dos direcciones ortogonales: plano de imagen (x,y) y la dirección perpendicular o axial (z). Esta dirección coincide con la resolución en la dirección vertical en el plano para la modalidad de radiografía digital en el tomógrafo.

La resolución del sistema en el plano de corte tomográfico depende de dos factores: el tamaño del pitch del detector y del punto focal del tubo de rayos X. Por otro lado, factores como la borrosidad y la SNR del sistema afectarán a la detectabilidad de objetos en la imagen, y por tanto, a la resolución espacial. El factor determinante en el sistema presentado en esta tesis es sin duda el espaciado entre sensores, 0.8 mm, más importante que el efecto del tamaño de punto focal (0.1 mm) a la hora de alcanzar resoluciones espaciales por debajo del milímetro.

### 5.1. Resolución espacial en el plano de imagen.

La función de dispersión puntual (*point spread function*, PSF) de un sistema de imagen es la respuesta del sistema a una fuente puntual (objeto) ideal [49]. Mientras que en un sistema perfecto la imagen de este objeto sería un punto, en los sistemas

reales se produce una dispersión de la fuente puntual; la PSF da una medida de esta borrosidad, siendo una característica de transferencia del sistema. Considerando el sistema como lineal e isoplanar, se define otra característica de transferencia: la función de dispersión lineal (*line spread function*, LSF). La LSF es la respuesta del sistema a una fuente lineal (objeto infinitamente largo y estrecho), dando una medida de la borrosidad que el sistema introduce.

La respuesta del sistema a un patrón sinusoidal como objeto permite definir la función de transferencia óptica (OTF). La OTF es la relación entre la modulación de entrada y salida del sistema, junto con el desfase, en función de la frecuencia espacial. Esta modulación es la relación entre la amplitud y el valor medio del patrón sinusoidal, y del valor absoluto de la OTF se obtiene finalmente la MTF, es decir, la función de transferencia de modulación (*modulation transfer function*). La MTF puede calcularse a partir de la PSF como su transformada bidimensional de Fourier, al ser la PSF el análogo en el dominio espacial de la MTF.

Debido a que los valores de MTF se dan en función de la frecuencia espacial, el valor de esta frecuencia al 50 % de la MTF normalizada se define como la resolución del sistema en pares de líneas por mm, proporcionando un valor numérico para la resolución del sistema de imagen.

De aquí se sigue que la resolución espacial en el plano de la imagen (corte axial) se mide en pares de líneas por mm (*line pairs per millimeter*, lp/mm). Según se resuelvan diferentes patrones de barras, se obtiene una estimación de la resolución espacial del sistema bajo ciertas condiciones [46], [48], [51]. También se utilizan hilos muy finos, como aproximación a objetos puntuales, para evaluar la función de dispersión puntual del sistema.

### 5.1.1. Función de transferencia de modulación: patrón de barras.

La medida de la MTF como relación directa entre las modulaciones de entrada y salida del sistema utiliza patrones de barras equiespaciadas que definen distintas frecuencias espaciales [50], [46].

La RMTF, valor relativo de la MTF, viene dada por:

$$RMTF(f) = \frac{\Delta E(f)}{\Delta E(f_1)} \quad (5.1)$$

con  $\Delta E(f)$  la modulación de salida del sistema para la frecuencia  $f$  y  $\Delta E(f_1)$  la modulación de salida para la menor frecuencia de los patrones,  $f_1$ . Debido al ruido de la imagen, generalmente se utiliza la relación entre la amplitud de una señal y su varianza. Ésta viene dada a partir de la expresión de la MTF como la amplitud de salida  $A(f)$  a una entrada de onda cuadrada de amplitud  $A_0$ , que puede considerarse como una suma de componentes sinusoidales de frecuencias  $f$ ,  $3f$ ,  $5f$ , etc [50].

$$MTF(f) = \frac{\pi}{4A_0} \cdot \left( A(f) + \frac{A(3f)}{3} - \frac{A(5f)}{5} + \frac{A(7f)}{7} \dots \right) \quad (5.2)$$

La MTF es cero para la frecuencia de corte y para frecuencias mayores, por lo que esta expresión se simplifica:

$$MTF(f) = \frac{\pi A(f)}{4A_0}, \quad f \geq f_c/3 \quad (5.3)$$

De aquí, se sigue que para estas frecuencias la imagen de una onda cuadrada será sinusoidal al cortarse para órdenes mayores de la serie. Esto permite utilizar la relación entre la amplitud de una señal y su varianza,  $M^2$ . Para la entrada,  $M_0^2 = A_0^2$ , y para la salida sinusoidal,  $M^2 = 0.5A^2$ , de donde:

$$MTF(f) = \frac{\pi\sqrt{2}}{4} \cdot \frac{M(f)}{M_0}, \quad f \geq f_c/3 \quad (5.4)$$

Por tanto, para una entrada sinusoidal, la modulación de entrada  $(\Delta E)^2$  es proporcional a la varianza  $M^2$  en una zona que contenga el patrón de barras. De esta forma, la RMTF queda:

$$RMTF(f) = \frac{M(f)}{M(f_1)} \quad (5.5)$$

siendo

$$M^2(f) = \sigma_m^2(f) + \sigma^2(f) \quad (5.6)$$

con  $\sigma_m^2(f)$  la varianza total medida y  $\sigma^2(f)$  la varianza debida al ruido aleatorio de la imagen.

La varianza total  $\sigma_m^2(f)$  se obtiene midiendo la varianza de los píxeles de una imagen del patrón correspondiente a la frecuencia  $f$ . Para la medida del ruido aleatorio de la imagen y cálculo de  $\sigma^2(f)$ , se restan dos imágenes similares y se calcula la varianza de esta diferencia, lo cual elimina posibles contribuciones de artefactos fijos al ruido. La varianza debida al ruido será la suma de las varianzas de ruido aleatorio de las imágenes a restar,  $\sigma_1$  y  $\sigma_2$ . Si se asumen iguales (por ser de ruido aleatorio), se tiene:

$$\sigma^2(f) = \sigma_1^2 + \sigma_2^2 \rightarrow \sigma_1 = \sigma_2 = \frac{\sigma_{diferencia}}{\sqrt{2}}; \quad M^2 = \sigma_m^2 + \left[ \frac{\sigma_{diferencia}^2}{2} \right] \quad (5.7)$$

Finalmente, la expresión utilizada para el cálculo de la MTF es la siguiente:

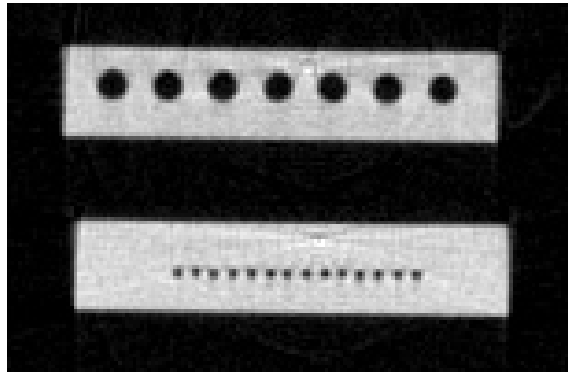
$$RMTF = \left[ \frac{\sigma_m^2(f) - \frac{\sigma_{sub}^2}{2}}{\sigma_m^2(f_1) - \frac{\sigma_{sub}^2}{2}} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (5.8)$$

donde  $f_1$  es la menor frecuencia espacial.

### 5.1.2. Medidas experimentales.

En las medidas experimentales se han utilizado 7 patrones de barras fabricados en PMMA con taladros definiendo distintas frecuencias espaciales. Cada uno de estos bloques mide 7 cm x 1 cm x 2 cm, y presentan espaciados aire - PMMA de 3, 2, 1.5, 1, 0.75, 0.55 y 0.25 mm, que corresponden, respectivamente, a frecuencias de 0.167, 0.25, 0.33, 0.50, 0.67, 0.91 y 2 pares de líneas por mm.

Para el cálculo de la MTF se han adquirido cortes a 900 proyecciones, con el tiempo de integración típico de trabajo (50 ms) y a 1 y 2 submuestras para comparar la resolución entre ambos casos. Igualmente, se ha variado el factor de magnificación, para estudiar la pérdida de resolución al aumentar la distancia foco - objeto. En la figura 5.1 se observan imágenes reconstruidas de estos maniqués.



**Figura 5.1:** Cortes de los maniqués en isocentro para espaciados de 3 mm (superior) y 0.75 mm (inferior).

A partir de estas imágenes, se calcula la MTF mediante la ecuación 5.8. Para obtener el parámetro  $f_{50}$  se interpola linealmente su valor una vez normalizada la MTF. Los resultados, para distintos valores de magnificación, se muestran en la tabla 5.1.

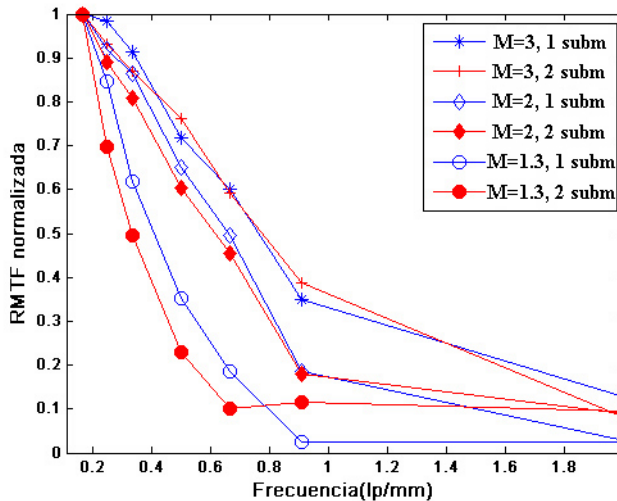
Los valores para el  $f_{50}$  son bajos debido a que el patrón utilizado es de PMMA. Este material ofrece un peor contraste con el aire que si se tratase de un material metálico, más denso.

La figura 5.2 muestra los valores de MTF calculados; existe una diferencia pequeña

Magnificación	$f_{50}$ (lp/mm) 1 submuestra	$f_{50}$ (lp/mm) 2 submuestras
3	0.76	0.78
2	0.66	0.62
1.3	0.41	0.33

**Tabla 5.1:** Resolución espacial (pares de líneas por mm) a partir de los patrones de barras aire - PMMA.

entre 1 y 2 submuestras de adquisición. La resolución espacial apenas mejora a 2 submuestras de adquisición, aunque sí se reduce el ruido y se mejora la detectabilidad en la imagen.

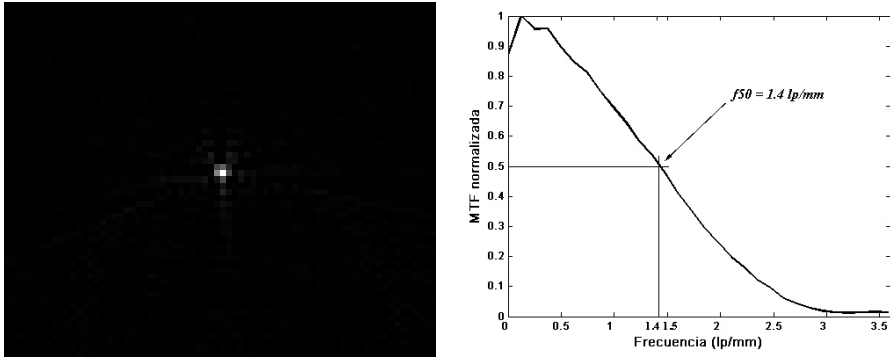


**Figura 5.2:** MTF calculada a partir de los patrones de barras descritos para distintos valores de magnificación.

### 5.1.3. Medida de la función de dispersión puntual.

La función de dispersión puntual de un objeto se definió como una característica de transferencia del sistema, y es posible calcular la MTF a partir de la PSF mediante su transformada bidimensional de Fourier.

La PSF se calcula a partir de la imagen de un objeto puntual. Para ello, se ha utilizado un hilo de cobre de 0.3 mm de diámetro, suficientemente pequeño en comparación con el pitch del detector. El parámetro  $f_{50}$  se calcula a partir de un corte tomográfico del hilo (figura 5.3 izquierda).



**Figura 5.3:** Imagen del hilo de cobre (0.3 mm de diámetro) y cálculo de la  $f_{50}$  a partir de la PSF ( $M=3$ ). Los cortes del hilo se adquirieron a 900 proyecciones.

Una vez reconstruida la imagen, se obtiene el perfil de la PSF, ajustando primero el fondo con una función de suavizado. A continuación se calcula la transformada de Fourier bidimensional para obtener la MTF (figura 5.3). El parámetro  $f_{50}$  será la frecuencia para la MTF normalizada al 50%. Los valores obtenidos para las distintas magnificaciones se muestran en la tabla 5.2.

Magnificación	$f_{50}$ (lp/mm)
3	1.4
2	1.3
1.3	0.7

**Tabla 5.2:** Parámetro  $f_{50}$ , a partir de la PSF del sistema, para distintos valores de magnificación.

Los valores obtenidos por este método son mucho más altos que los calculados a partir de las imágenes de patrones de barras; prácticamente un factor 2. Es de esperar, como ya se comentó, debido al bajo contraste que ofrecen los maniqués de PMMA. El cobre presenta un contraste alto, además de que en la imagen no aparecen artefactos debidos a bordes como puede ocurrir con los maniqués.

#### 5.1.4. Medida de la resolución: objeto puntual.

La resolución en un TAC se determina cualitativamente visualizando el corte de un hilo fino metálico (objeto puntual). En TAC clínicos este hilo suele ser de un material de alta densidad, como wolframio; sin embargo, en este sistema (de baja energía) se ha utilizado el hilo anterior de 0.3 mm de diámetro.

De forma cualitativa, se ha comprobado la visualización del hilo. Cuantitativamente, a partir de la reconstrucción del hilo se ajusta su perfil a una función gaussiana (la PSF en el apartado anterior). A partir de este ajuste se calcula la anchura a mitad de

altura (*full width half maximum*, FWHM), valor que se suele dar como una medida de resolución espacial. La resolución es entonces el tamaño mínimo de un objeto en milímetros que se resuelve en la imagen; cuanto menor sea este valor, mayor es la resolución del sistema.

### Resolución estimada del sistema.

Se puede realizar una estimación de los valores esperados para el FWHM del sistema a distintos valores de magnificación [52] de forma teórica. A primer orden, la resolución de la imagen se puede determinar a partir del tamaño del foco de rayos X, la resolución del detector y la magnificación (posición del objeto entre el foco y el detector).

*Resolución del detector.* Se define a partir del FWHM de la señal del detector,  $x_{det}$ , de forma que la borrosidad de la imagen puede modelarse como una función gaussiana de desviación estándar:

$$\sigma_{det} \approx \left( \frac{d_{fo}}{d_{fo} + d_{fd}} \right) \frac{x_{det}}{2,35} \quad (5.9)$$

siendo  $d_{fo}$  la distancia foco - objeto y  $d_{fd}$  la distancia foco - detector. El factor entre paréntesis es el inverso de la magnificación para la posición dada.  $x_{det}$  se calcula a partir de la señal del detector como respuesta a un haz puntual.  $x_{det} = 0.83$  mm, estimada a partir de las medidas de señal del centelleador (realizadas en el capítulo 7 posterior).

*Tamaño de foco.* De forma análoga se puede estimar la borrosidad de la imagen que origina el tamaño de foco,  $x_{foco}$ , proporcional al valor de magnificación:

$$\sigma_{foco} \approx \left( \frac{d_{fo} + d_{fd}}{d_{fo}} \right) \frac{x_{foco}}{2,35} \quad (5.10)$$

siendo  $x_{foco} = 0.1$  mm (según especificaciones del fabricante).

De esta forma, la borrosidad del sistema será la suma de estas dos contribuciones:

$$\sigma_{sist} \approx (\sigma_{foco}^2 + \sigma_{det}^2)^{1/2} \quad (5.11)$$

Este valor establece un límite inferior, en el que también habría que considerar la componente de ruido en la imagen. La borrosidad del sistema se modela como una función gaussiana, y su FWHM será el valor medido a partir de las imágenes del hilo:

$$FWHM = 2,35 \cdot \sigma_{sist} \quad (5.12)$$

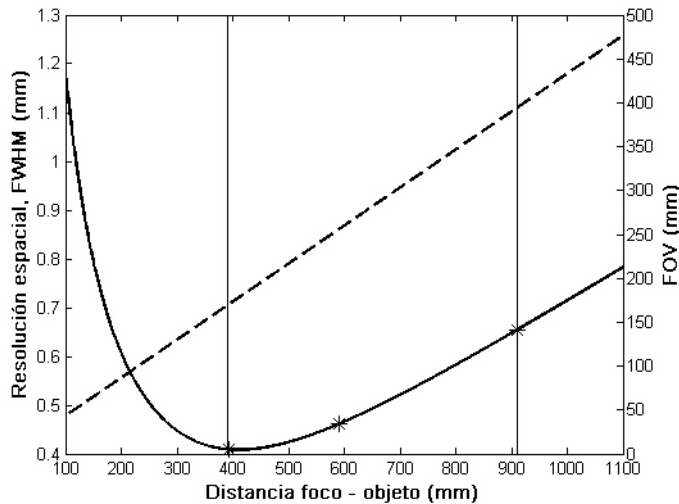
En la figura 5.4 se representa gráficamente la dependencia de la resolución espacial del sistema con la distancia foco - objeto, siguiendo las ecuaciones anteriores. La

resolución aumenta al disminuir la distancia foco - objeto, primando la contribución del detector respecto a la del foco, hasta un punto de inflexión de máxima resolución. Para distancias foco - objeto menores, el tamaño finito del foco del tubo de rayos X afecta de forma significativa a la resolución. Las distancias a las que es posible trabajar en el tomógrafo, dadas por el recorrido de la bancada horizontal, se sitúan entre las dos líneas verticales marcadas en la figura, y corresponden a valores óptimos de resolución.

Por otro lado, el campo de visión del tomógrafo (*field of view*, FOV), disminuye conforme aumenta la magnificación:

$$FOV = \frac{512}{M}, \text{ en mm.} \quad (5.13)$$

donde 512 mm es la longitud total del detector. En los ejes de la derecha de la figura 5.4 se representa el campo de visión dentro de las distancias de trabajo del tomógrafo. La resolución aumenta conforme disminuye la distancia foco-objeto, si bien se pierde campo de visión para un objeto.



**Figura 5.4:** Dependencia de la resolución espacial con la distancia foco - objeto (eje izquierdo). Los puntos marcados (\*) corresponden a magnificación 3, 2 y 1.3 respectivamente, mientras que las líneas verticales encuadran el recorrido del sistema. En el eje derecho, se representa el campo de visión del tomógrafo frente a la magnificación.

Los valores de FWHM esperados para el sistema se calculan por tanto a partir de la ecuación 5.12 (tabla 5.3).

Magnificación	FWHM (mm)
3	0.41
2	0.46
1.3	0.65

**Tabla 5.3:** Valores estimados para el FWHM a distintas magnificaciones.

### Valores experimentales.

En la tabla 5.4 se muestran los valores del FWHM calculados a partir de cortes del hilo adquiridos con 360 y 900 proyecciones. Los resultados son mayores que los indicados en la tabla 5.3, ya considerados como un límite inferior.

Magnificación	FWHM (mm)	FWHM (mm)
	360 proy	900 proy
3	0.47	0.49
2	0.67	0.59
1.3	0.92	0.85

**Tabla 5.4:** Valores de FWHM; aumentan conforme disminuye la magnificación.

### 5.1.5. Comparación de medidas de resolución en el plano de imagen de corte.

En los apartados anteriores se ha evaluado la resolución espacial en el plano de corte del sistema. Se han utilizado tres métodos: cálculo del parámetro  $f_{50}$ , a partir de la MTF obtenida a partir de las imágenes de patrones de barras de PMMA y de la PSF, y como el FWHM de la imagen de un objeto puntual (hilo de cobre).

Los valores varían según el método; en cuanto el cálculo del parámetro  $f_{50}$  éste es mayor calculado según el método de la PSF (aproximadamente el doble para cualquier valor de magnificación). Esta diferencia se explica por el bajo contraste que ofrecen los maniqués de PMMA, ya comentado, en comparación con el hilo de cobre utilizado para analizar la PSF. Según este segundo método, en un milímetro se observa más de un par de líneas (excepto para el menor valor de magnificación). Con esto, se tiene una resolución submilimétrica cercana aunque menor que el pitch del detector (0.8 mm) en el isocentro del sistema y para la mayor magnificación. El método de cálculo de anchura a mitad de altura es compatible con el de la PSF, debido a que presenta resoluciones submilimétricas para magnificaciones 2 y 3. En la medida de resolución por estos dos métodos influye también el tamaño no puntual del hilo de cobre (0.3 mm de diámetro).

Por otro lado, para la menor magnificación del sistema, 1.3, la resolución alcanzada no es submilimétrica en ningún método.

## 5.2. Resolución espacial para radiografía planar.

La resolución espacial en el eje axial,  $z$ , se suele describir con el llamado perfil de sensibilidad de corte [5]. En el sistema presentado, ésta coincide con la resolución espacial vertical para el modo de radiografía.

La resolución espacial para la radiografía en la dirección horizontal ( $x$ ) depende sustancialmente de la separación entre elementos detectores (0.8 mm) y de la magnificación, mientras que en la dirección vertical ( $z$ ) depende del paso de avance así como del tamaño en  $z$  del detector. Por tanto, el método más adecuado para evaluar la resolución espacial en el plano radiográfico de imagen es realizar la imagen de un hilo fino, cuyo perfil se asume como la LSF, y de ahí obtener el parámetro  $f_{50}$  a partir del cálculo de la MTF.

Para eso, se realizan radiografías del hilo, a los valores de magnificación con los que se ha trabajado, y se calcula el perfil que representa la LSF. Se suaviza el fondo y se calcula el parámetro  $f_{50}$ . Para estudiar la resolución máxima en el modo de radiografía, la imagen se adquiere con el paso vertical más pequeño de trabajo, 0.1 mm.

En la tabla 5.5 se muestran los valores obtenidos para la  $f_{50}$  y el cálculo del FWHM a partir de los perfiles.

Magnificación	$f_{50}$ (lp/mm)	FWHM (mm)
3	3.8	0.2
2	3.3	0.3
1.3	2.6	0.43

**Tabla 5.5:** Parámetro  $f_{50}$  y FWHM en modo de radiografía (dirección vertical  $z$ ).

La resolución en la dirección  $x$  se muestra en la tabla 5.6, que depende del pitch del detector y la magnificación:

$$x_x = \left( \frac{1}{M} \right) x_{det} \quad (5.14)$$

donde  $x_{det} = 0.83$  mm. De esta forma:

Magnificación	Resolución en X (mm)
3	0.28
2	0.42
1.3	0.64

**Tabla 5.6:** Resolución en la dirección X en modo de radiografía, a partir del pitch del detector.

Claramente, la resolución en la dirección vertical es submilimétrica, como se esperaba a partir del paso de avance en la adquisición (0.1 mm). Se puede ver que la

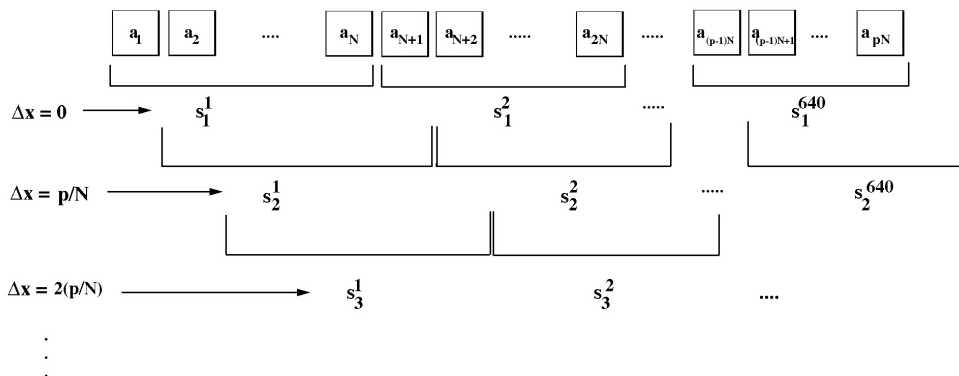
resolución máxima está limitada a un valor de 0.28 mm, por lo que es factible trabajar a un paso de 0.25 mm sin sufrir una pérdida importante de resolución.

### 5.3. Modo de super-resolución.

Uno de los aspectos que limita la resolución de los sistemas de imagen es la dimensión física del detector (tamaño de píxel). Adicionalmente, la borrosidad intrínseca (a través de la PSF) contribuye a la disminución de la calidad de imagen. La limitación en el número de píxeles o el tamaño de la celda de muestreo en un sistema de imagen proviene de las limitaciones de coste de sistemas con mayor número de canales de electrónica así como del hecho de buscar un adecuado compromiso en la relación señal - ruido. Disminuir el tamaño de píxel manteniendo la misma fluencia de rayos X disminuye la SNR.

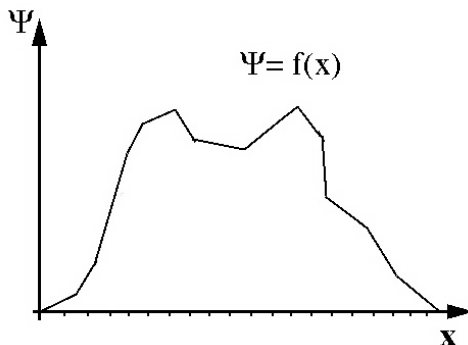
Es por tanto interesante obtener imágenes con mayor resolución a partir de imágenes de baja resolución como resultado directo de la señal del detector. Una discusión profunda de esta tecnología [54], conocida como super-resolución en el campo de imagen, va más allá de esta tesis. La metodología para la obtención de imágenes con mayor resolución se basa en el uso de varias imágenes de baja resolución desplazadas y/o rotadas un cierto valor (conocido o no) cuyo procesado permite obtener una nueva imagen con un tamaño efectivo de píxel menor. Su uso se ha extendido desde la imagen astronómica [55] hasta las aplicaciones militares.

Para explicar la metodología básica se considera el ejemplo de la matriz lineal de detección del tomógrafo presentado. Se realizan  $N$  proyecciones, cada una desplazada una fracción  $\Delta x = p/N$  con  $p$  el pitch del detector y  $C$  el número total de canales (640, ver figura 5.5).



**Figura 5.5:** Esquema de la señal para cada elemento del detector, para  $N$  desplazamientos.  $p$  es el pitch del detector.

Se puede considerar que la proyección del haz en la línea del detector corresponde a la integral de la función de fluencia en energía (figura 5.6).



**Figura 5.6:** Proyección del haz en la línea del detector, que corresponde a la integral de la función de fluencia en energía.

Dividiendo el intervalo  $[0, C \cdot p]$  en  $(C \cdot N)$  subintervalos, el valor de la proyección para cada subintervalo de ancho  $\Delta x = p/N$  es:

$$\psi \rightarrow \left[ \frac{p}{N}(i-1), \frac{p}{N}i \right], \quad a_i = \int_{\frac{p}{N}(i-1)}^{\frac{p}{N}i} dx f(x)$$

$$i = 1, \dots, (C \cdot N)$$

Por tanto, se obtiene que la señal de cada elemento del detector  $s^i$  ( $i = 1, \dots, 640$ ) para cada elemento desplazado es (a partir del esquema de la figura 5.5):

$$\begin{aligned} s_1^1 &= a_1 + a_2 + \dots + a_N \\ s_2^1 &= a_2 + \dots + a_N + a_{N+1} \\ &\dots \\ s_N^1 &= a_N + \dots + a_{2N-1} \\ s_1^2 &= a_{N+1} + a_{N+2} \dots + a_{2N} \\ s_2^2 &= a_{N+2} + a_{N+3} \dots + a_{2N+1} \\ &\dots \\ s_N^2 &= a_{2N} + a_{2N+1} \dots + a_{3N-1} \\ &\dots \end{aligned}$$

con  $a_i$  el valor de cada subintervalo ( $i=1,\dots,N$ ) en el que se ha subdividido el elemento del detector.

Esto conduce a una matriz  $F$  de transferencia de la forma:

$$\begin{array}{ccc}
 \begin{pmatrix} s_1^1 \\ s_1^1 \\ s_2^1 \\ \dots \\ s_N^1 \\ s_1^2 \\ s_2^2 \\ \dots \\ s_N^2 \\ \dots \end{pmatrix} & = & \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & \dots & 1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 1 & 1 & \dots & 1 & 1 & \dots & 0 \\ & & & \dots & & & & \\ & & & \dots & & & & \\ & & & \dots & & & & \\ 0 & 0 & \dots & 1 & \dots & 1 & \dots & 0 \\ & & & \dots & & & & \\ & & & \dots & & & & \\ 0 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 & \dots & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \dots \\ a_N \\ a_{N+1} \\ a_{N+2} \\ \dots \\ a_{3N-1} \\ \dots \end{pmatrix} \\
 S & = & F \cdot A
 \end{array}$$

En esta matriz se ha considerado que fuera de las dimensiones físicas que corresponden a la matriz en su posición inicial  $[a_1, \dots, a_N]$  la fluencia es nula. La solución analítica del sistema planteado sería:

$$A = [F]^{-1} \cdot S \tag{5.15}$$

El problema entonces se reduce a invertir una matriz cuadrada de tamaño  $(C \cdot N)$  x  $(C \cdot N)$ , donde  $C$  es el número de canales del detector (640 en este caso) y  $N$  el número de desplazamientos realizados (2 si el desplazamiento es  $1/2$  pitch, 4 para  $1/4$ , etc).

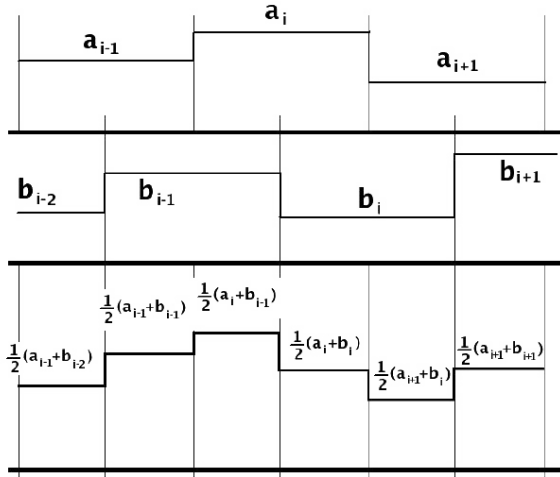
Existe una analogía directa entre el sistema de ecuaciones dado con las proyecciones de un sistema tomográfico. De aquí sería posible resolver el problema con algoritmos basados en la transformada de Fourier.

### 5.3.1. Algoritmo de interpolación simple.

El método analítico mostrado no se ha aplicado de forma directa en el tomógrafo. Éste requería que la fluencia en los extremos del detector fuese nula. Sin embargo, los datos adquiridos en el sistema están corregidos por fluencia (calibración en señal del detector), lo que haría necesario modificar el software de adquisición y reconstrucción de datos para implementar el algoritmo analítico.

Por tanto, se ha utilizado otra aproximación con un método simple: un promedio lineal para las imágenes desplazadas [53].

En la figura 5.7 se muestra el esquema de la reconstrucción de una medida a partir de la intersección de los intervalos de muestreo. En este caso, el desplazamiento será  $\Delta x = \frac{p}{2}$ , donde  $p$  es el tamaño de pitch del detector.



**Figura 5.7:** Esquema de repixelado en la imagen a partir de medidas con el detector desplazado.

Primera medida ( $\Delta x = 0$ ):  $[a_1, a_2, a_3, \dots, a_i, a_{i+1}, \dots, a_{640}]$   
 Segunda medida ( $\Delta x = \frac{p}{2}$ ):  $[b_1, b_2, b_3, \dots, b_i, b_{i+1}, \dots, b_{640}]$

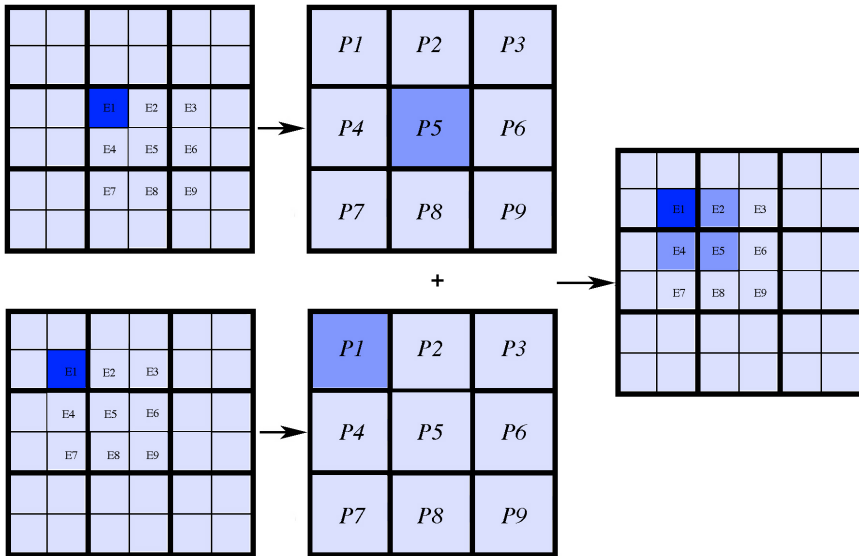
Y, como se indica en la figura, el valor estimado de la función será:

$$\begin{aligned} \text{Intervalo } [x_i, x_i + \frac{p}{2}] &\implies \frac{1}{2}(a_i + b_{i-1}) \\ \text{Intervalo } [x_i + \frac{p}{2}, x_i + p] &\implies \frac{1}{2}(a_i + b_i) \end{aligned}$$

Esta expresión se puede extender a un muestreo general, con un desplazamiento  $\Delta x = p/N$ , tal y como se vio en el apartado anterior.

El funcionamiento de esta técnica se puede explicar con un ejemplo gráfico. Se supone una red de 9 píxeles, cada uno de los cuales está dividido en 4 elementos (figura 5.8). En uno de los elementos ( $E_1$ ) se considera un objeto de densidad cero. El resto de los elementos presentan, por simplicidad, una densidad igual a 1. De esta forma, en una primera imagen uno de los píxeles ( $P_5$ ), en el que coincide el objeto, tendrá un valor de 0.75.

Suponiendo una traslación del detector de  $45^\circ$ , es decir, un avance tanto en la dirección horizontal como en la vertical para la mitad de un pitch, el elemento de densidad 0 pasa al píxel  $P_1$ , que toma el valor 0.75. En ambos casos, el valor de



**Figura 5.8:** Ejemplo en una matriz de píxeles de un objeto: medida inicial y trasladada (izquierda) y matriz de elementos promediados de las dos anteriores (derecha).

densidad 0 del elemento, de menor tamaño que el píxel, lleva a una menor variación en densidades, al promediarse con los elementos adyacentes en el píxel entero.

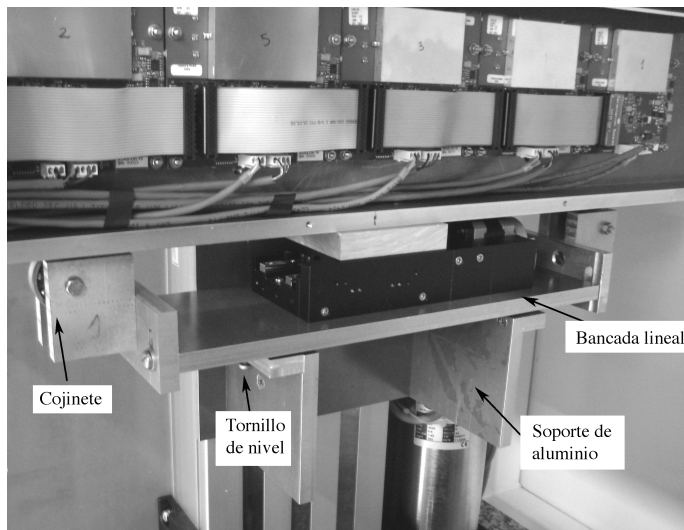
Si se promedian estas contribuciones desplazadas de la forma que se propone, se obtiene una matriz de píxeles de tamaño de los elementos  $E_i$  (matriz de la derecha en la figura 5.8). Cada uno de estos elementos presenta una densidad igual al promedio de la densidad de los píxeles a los que pertenecen antes y después de la traslación. Así, el elemento  $E_1$  será el promedio del valor de  $P_5$  y  $P_1$ , 0.75. Para  $E_2$  este promedio será 0.88, al igual que para  $E_4$  y  $E_5$ . Para los elementos restantes, el promedio corresponde a su densidad inicial, 1. En la nueva matriz el objeto se visualiza en 4 elementos adyacentes, de forma que la percepción del mismo es más destacada que en la matriz inicial, donde sólo se visualizaba en un píxel.

### 5.3.2. Montaje mecánico.

El montaje del detector se ha modificado para aplicar el método indicado en el apartado anterior. Para eso, se ha construido un soporte de planchas de aluminio de 1 cm de espesor sujetado a su vez al soporte de la bancada vertical del detector. Sobre esta base se coloca una bancada horizontal lineal motorizada, a la que va finalmente se sujeta el detector (figura 5.9). De esta forma, es posible trasladar horizontalmente el detector una distancia dada.

La bancada horizontal es una bancada OWIS de 25 mm de avance, con un motor paso a paso e interruptores mecánicos de fin de carrera. Tiene una precisión (según fabricante) del orden de  $15 \mu\text{m}$ . La bancada tiene controladores de software en LabVIEW, de forma que el movimiento se puede incluir en el programa general de adquisición.

El nuevo montaje mecánico implica un nuevo alineamiento, tanto de la horizontalidad del detector como de su centrado. Para ello, el soporte de aluminio presenta tres tornillos de nivel, dos de sujeción para la horizontalidad del detector, y unos cojinetes por debajo del detector para facilitar su desplazamiento (ver figura 5.9). Por otro lado, el centrado se realiza adquiriendo imágenes de un objeto y trasladando la posición de la bancada OWIS hasta que la reconstrucción sea la indicada. En esta posición se fija la posición cero del detector a partir del cual se va a trabajar.



**Figura 5.9:** Fotografía del nuevo montaje del detector con la bancada lineal horizontal.

En cuanto al alineamiento, hay que recorrer el recorrido de avance de las bancadas verticales, ya que al introducir el soporte de la bancada se disminuye la distancia total de avance. También disminuye la distancia foco - detector, siendo necesario recalcular los parámetros de magnificación.

### 5.3.3. Resultados.

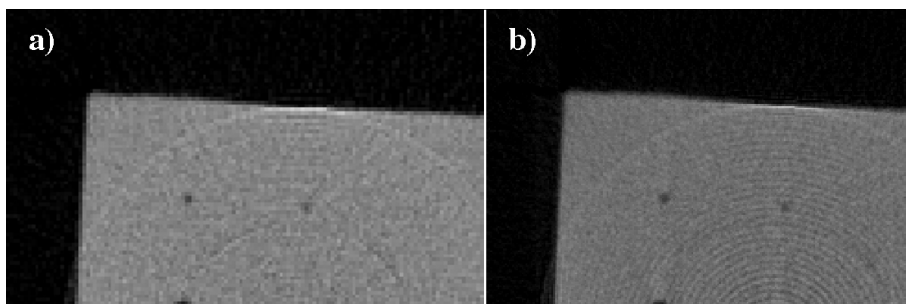
En primer lugar, se han realizado medidas de resolución espacial a partir del FWHM, para el promedio de imágenes consecutivas con el detector desplazado 0.4 mm. En la tabla 5.7 se muestran los valores obtenidos para 900 proyecciones, en comparación con los presentados en un apartado anterior:

Magnificación	FWHM (mm), única imagen	FWHM (mm), promedio de imágenes
3	0.49	0.37
2	0.59	0.50
1.3	0.85	0.71

**Tabla 5.7:** Valores de FWHM, comparación entre los valores iniciales (tabla 5.4) y de promedio de imágenes.

Los valores de resolución mejoran significativamente para este método, y en particular para la menor magnificación.

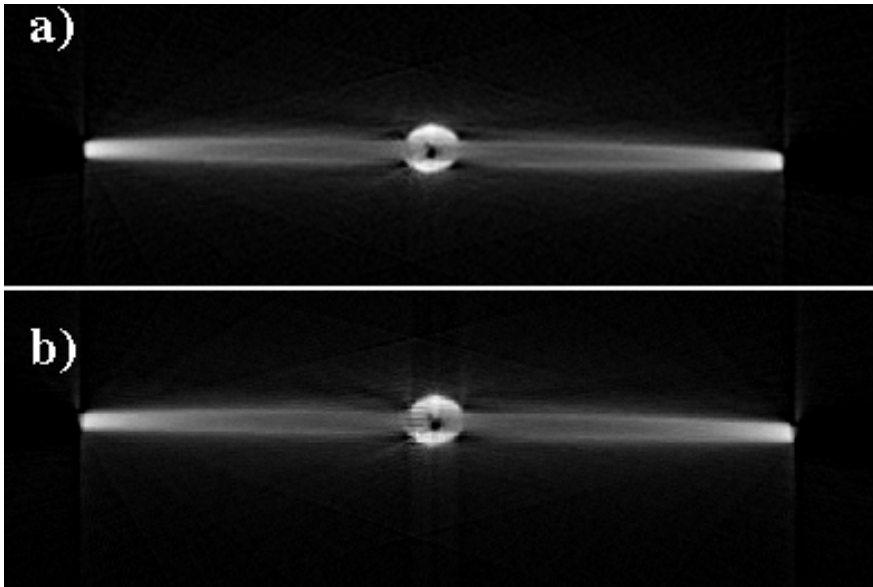
Por otro lado, se han hecho varias pruebas cualitativas con este dispositivo, con el promedio de imágenes consecutivas separadas la mitad del pitch de los detectores, 0.4 mm. En las figuras 5.10 y 5.11 se muestran imágenes que corresponden al maniquí de PMMA con varios taladros, así como un corte de una soldadura con un poro en el cordón. El promedio de imágenes se hace para el sinograma, antes de aplicar el algoritmo de retroproyección filtrada. Debido al algoritmo de retroproyección, las imágenes reconstruidas presentan, en general, un nivel de ruido mayor que las originales (aparecen artefactos de anillos), pero sí aumenta la detectabilidad de los detalles, al visualizarse en un número mayor de píxeles.



**Figura 5.10:** Detalle del maniquí de PMMA, imagen inicial (a) y reconstruida (b).

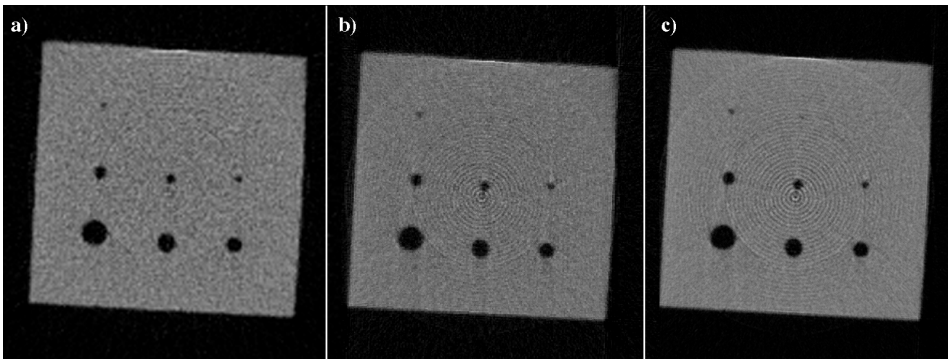
Ambos ejemplos corresponden a adquisiciones de 900 proyecciones con un factor de magnificación 2. En la figura 5.10 se muestra un detalle de la imagen del maniquí de PMMA, con los dos taladros menores visualizados (0.75 mm, 0.55 mm). Se observa una mejora en la imagen reconstruida (figura 5.10 b), a pesar de los anillos de ruido que aparecen, al visualizar el menor agujero en un mayor número de píxeles. En cuanto a la soldadura, a pesar del ruido que aparece en la reconstrucción, el contorno del poro, que presenta uno menor a su izquierda, se visualiza de forma más nítida.

Otra prueba ha sido adquisiciones separadas 1/4 del tamaño de pitch, 0.2 mm. Así, la media de intensidades se realiza para 4 cortes del maniquí (figura 5.12). El



**Figura 5.11:** Corte de soldadura: imagen inicial (a) y reconstruida (b). En la reconstruida se distingue mejor el segundo poro (a la izquierda y por encima del principal).

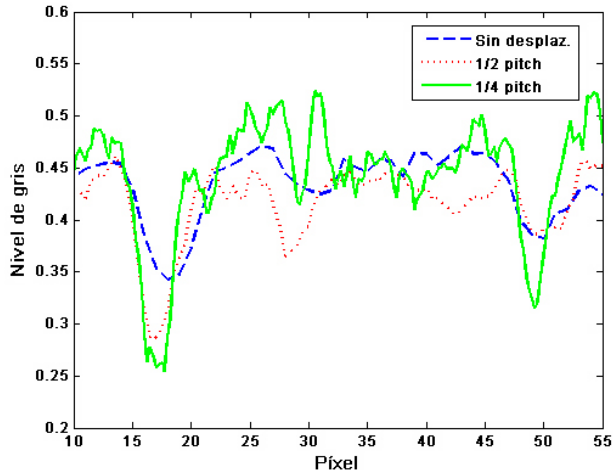
corte es de 360 proyecciones a magnificación 2, y mejora visiblemente para la media de 4 cortes, en los que se visualiza el taladro de 0.55 mm, no visible en la imagen original (la de la izquierda).



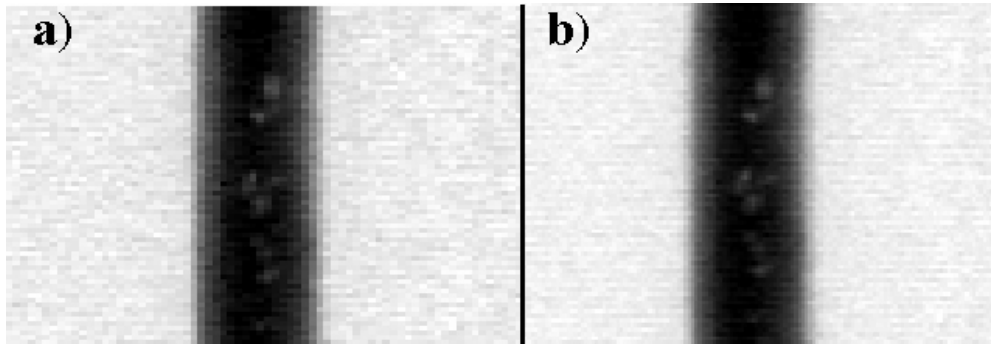
**Figura 5.12:** Comparación entre la imagen original (a) y la obtenida como promedio con un desplazamiento de 1/2 pitch (b) y con desplazamiento de 1/4 de pitch (c).

La mejora de la reconstrucción en cuanto a la detección de detalles se observa en la figura 5.13. En ésta se muestran los perfiles de las tres imágenes para los agujeros

indicados. A pesar del ruido de la reconstrucción, el contraste es mayor para la imagen reconstruida a partir de las desplazadas 0.2 mm.



**Figura 5.13:** Perfiles de los agujeros de 0.75 y 0.55 mm de diámetro, para las imágenes de la figura 5.12.



**Figura 5.14:** Radiografía de un cordón de soldadura: original (a) y reconstruida (b), a las que se les ha realizado un ajuste de contraste para resaltar los poros.

Este método se ha utilizado también en radiografía, en la dirección horizontal. La resolución en este eje venía caracterizada por el pitch del detector y la magnificación de trabajo. Se ha calculado el promedio de dos imágenes, la original y otra adquirida a una distancia 1/2 de pitch del detector, para una soldadura. En la figura 5.14 se muestra la imagen original y la reconstruida, a la derecha, después de aplicar un ajuste de niveles de gris en ambas. Claramente, en la imagen reconstruida se distinguen mejor los poros del cordón de la soldadura. En este caso, al hacer el promedio directamente

sobre las imágenes (sin un algoritmo de reconstrucción posterior), el ruido de la imagen disminuye apreciablemente.

#### **5.3.4. Conclusiones.**

Este método sencillo de super-resolución a partir del promedio entre imágenes desplazadas mejora la imagen tanto en materiales metálicos como poco densos (PMMA). El inconveniente que presenta es el tiempo de adquisición, al necesitarse dos adquisiciones consecutivas. Sin embargo, para aplicaciones en las que se requiera una mayor resolución espacial es un método sencillo que mejora la calidad de la reconstrucción.

Es posible realizar otras aproximaciones a la reconstrucción implementando algoritmos de interpolación más sofisticados. Sin embargo, esto va más allá del estudio inicial presentado en esta tesis, quedando como un campo abierto en el que profundizar más adelante.

# Capítulo 6

## Caracterización del sistema II: Artefactos.

En todo sistema de imagen aparecen artefactos que provienen de distintas fuentes. La tomografía es más sensible a la aparición de artefactos que la imagen radiográfica, debido en parte al proceso de adquisición, que implica un gran número de proyecciones frente a una única en radiografía, y en parte al procesado de datos para reconstruir la imagen. Las causas de artefactos pueden derivar del detector, de problemas en la adquisición, en relación con el objeto o con el propio diseño del sistema [5]. Si bien los artefactos causados por la respuesta del detector se pueden minimizar (o eliminar) con una calibración previa tal y como se ha explicado en el capítulo 4, respecto a los demás existen diferentes soluciones para intentar disminuirlos. En este capítulo se presenta un estudio y métodos para corregir estos artefactos, si bien en la literatura se pueden encontrar distintas correcciones a partir de simulaciones o por filtrado de imagen [57]-[62].

A continuación, se describen pormenorizadamente los cuatro tipos principales de artefactos observados en el sistema de tomografía:

- Endurecimiento de haz (*beam hardening*).
- Radiación dispersa.
- Ruido.
- *Aliasing*.

### 6.1. Endurecimiento de haz.

El endurecimiento de haz es un efecto originado porque la calidad del haz incidente en el detector es diferente al interponer un objeto o no (como en la calibración del

detector). La mayoría de los materiales tienen una mayor probabilidad de absorción de la parte de baja energía del espectro que para la de alta energía, debido al efecto fotoeléctrico. La atenuación que produce un objeto depende de la energía incidente, y su coeficiente de atenuación lineal se define como el negativo del logaritmo de la relación intensidad transmitida e incidente (ver el capítulo de introducción). Por tanto, el coeficiente lineal de atenuación será entonces mayor para fotones de baja energía que para altas energías. Debido a esto, el haz que emerge de un objeto tiene una componente de alta energía mayor que el haz incidente (haz de calibración del detector). Es decir, se trata de un haz "endurecido".

La atenuación para un haz monocromático en un material sigue una relación exponencial. La energía transmitida para un haz policromático es la suma de intensidades sobre todos los valores de energía puesto que el coeficiente lineal de atenuación depende de la energía. Matemáticamente, se puede expresar como:

$$I = I_0 \int \Omega(E) e^{-\int \mu_{E,s} ds} dE \quad (6.1)$$

donde  $\Omega(E)$  representa el espectro incidente normalizado a la unidad, e  $I_0, I$  son las intensidades inicial y transmitida, respectivamente. Las proyecciones tomográficas se obtienen mediante el logaritmo de la relación entre estas intensidades, es decir:

$$p = -\log \frac{I}{I_0} = -\log \left( \int \Omega(E) e^{-\int \mu_{E,s} ds} dE \right) \quad (6.2)$$

En la ecuación 6.2 se observa claramente que la relación entre la proyección medida  $p$  y la distancia atravesada en el material ya no es lineal. La intensidad medida será menor que la ideal y la diferencia aumenta con el espesor del material. Debido a esto, se observa en la imagen una disminución de intensidad en la zona central del objeto (figura 6.1 izquierda).

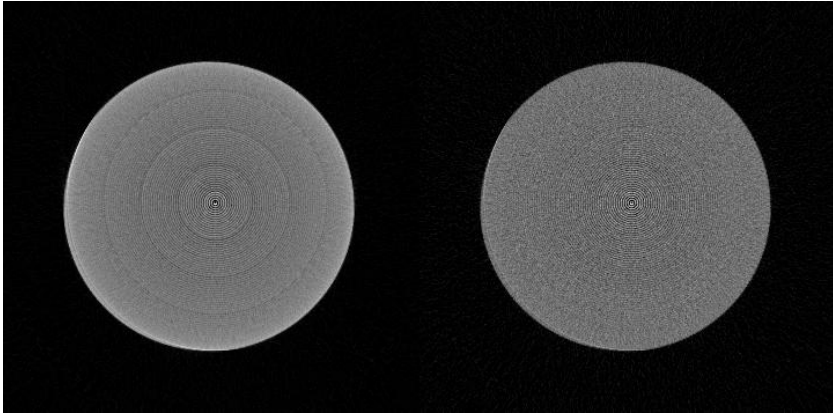
El efecto de *beam hardening* es más pronunciado en objetos metálicos por su mayor atenuación, de forma que para aplicaciones tomográficas industriales es importante eliminarlos o al menos minimizarlos.

En tubos de bajo kilovoltaje (espectro de baja energía) es relativamente sencillo minimizar el efecto de *beam hardening*: se introduce un filtro a la salida del haz de radiación de forma que la parte de baja energía se absorbe en el propio filtro.

### 6.1.1. Corrección por filtrado de haz.

Para minimizar los artefactos de *beam hardening* se ha introducido un filtro de cobre de 0.1 mm a la salida del tubo del tomógrafo (figura 6.1).

En la gráfica 6.2 se analiza el efecto del filtro de cobre de 0.1 mm de espesor frente a otros de 0.2 y 0.3 mm espesor, comparando los espectros de salida. Los espectros se han medido con un espectrómetro de CdTe (XR-100T-CdTe, Amptek [63]) para tiempos



**Figura 6.1:** Corte de un cilindro de polietileno sin filtrar (izquierda) y filtrado con 0.1 mm de cobre a la salida de haz (derecha). En la imagen no filtrada se observa una disminución de intensidad en la zona central de la imagen.

de integración de 2 minutos<sup>1</sup>. En la gráfica de la izquierda se muestran los espectros filtrados y sin filtrar normalizados al máximo: aparecen los picos característicos del wolframio frente a la cola de *bremmstrahlung* de alta energía. La parte de alta energía aumenta significativamente con respecto a la de baja al introducir los sucesivos filtros. La gráfica de la derecha muestra los espectros en contaje absoluto, en los que se observa que para el filtro de 0.1 mm la relación de alta energía respecto a la parte de baja energía es similar a la de los otros espesores, aunque se mantengan los picos de fluorescencia, y mucho mayor respecto al espectro sin filtrar. Por ello, se ha elegido finalmente el filtro de cobre de 0.1 mm.

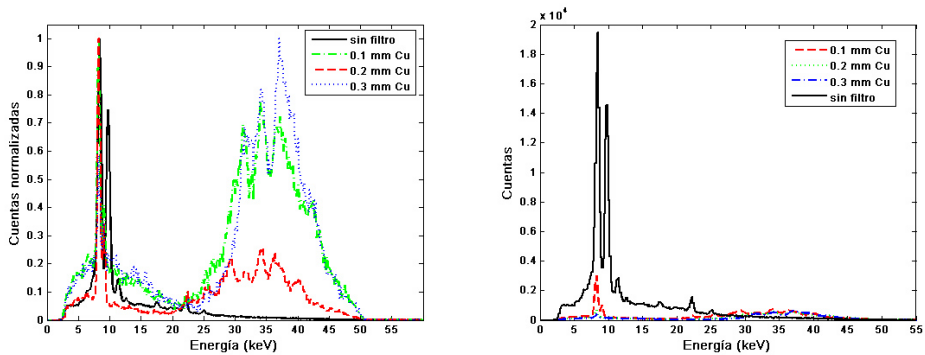
Se ha realizado otro análisis del filtrado mediante una simulación sencilla de un corte tomográfico en Matlab, a partir de los espectros medidos. Se ha simulado un cilindro de polietileno de 7.5 cm de diámetro, y se han comparado los perfiles de la imagen simulada, con y sin filtro, con los perfiles de la imagen adquirida en el tomógrafo.

Los perfiles analizados se muestran en la figura 6.3. La simulación muestra menos ruido que el perfil medido, y se observa que con la introducción del filtro la respuesta es prácticamente plana.

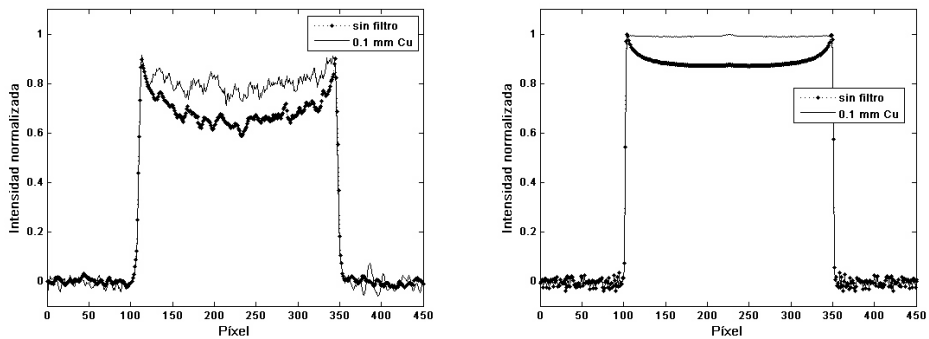
Cuantitativamente, en tomografía se suele utilizar una medida de uniformidad como medida de la contribución de *beam hardening* en la imagen [46]. Para ello, se consideran 5 zonas de área próxima a 1 cm<sup>2</sup> (figura 6.4) y se calcula el valor medio y la desviación típica del nivel de gris en ellas. El cálculo de la dispersión relativa para los cortes del bloque de polietileno es:

---

<sup>1</sup>El espectrómetro se ha colocado a una distancia suficiente del tubo de rayos X de forma que no presente saturación en la medida.



**Figura 6.2:** Espectros del tubo para distintos espesores de filtros de cobre, normalizados al máximo (izquierda) y en conteaje absoluto (derecha).



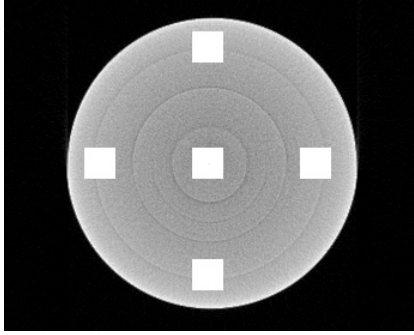
**Figura 6.3:** Perfil de un corte del cilindro de polietileno (izquierda) y perfil del corte simulado en Matlab (derecha).

- Sin filtro: 6.7 %
- Con filtro: 3.1 %

La no uniformidad disminuye prácticamente un factor 2 añadiendo el filtro de 0.1 mm de cobre a la salida del haz.

### 6.1.2. Corrección de *beam hardening* por software.

La introducción de un filtro a la salida de haz no corrige totalmente los efectos por endurecimiento de haz en la imagen. En TAC clínicos, los efectos de *beam hardening* se compensan calibrando las proyecciones en base a valores conocidos de atenuación en agua (más del 80 % del cuerpo humano es agua). Esta corrección se puede aplicar



**Figura 6.4:** Regiones de medida de la uniformidad para evaluación de los efectos de *beam hardening*.

a materiales homogéneos estudiando su atenuación [64], si bien existen otro tipo de aproximaciones basadas en el mismo principio [65].

La atenuación de un haz monocromático en aluminio es conocida; por lo tanto, puede compararse con los valores de atenuación medidos en una imagen. El logaritmo de la señal atenuada teórica será una línea recta  $P$ , mientras que la atenuación medida presentará una curva. Sin embargo, cualquier curva  $P_C$  puede linealizarse a  $P$  según:

$$P = \sum_i \alpha_i P_C^i \quad (6.3)$$

donde  $\alpha_i$  es el coeficiente del término polinomial  $i$ . Estos coeficientes se pueden calcular y aplicar la ecuación 6.3 a las proyecciones antes de la reconstrucción, corrigiéndolas por el efecto de endurecimiento de haz:

$$P_{corr} = \sum_{i=1}^N \alpha_i \log^i \left( \frac{I_0}{I_{at}} \right) \quad (6.4)$$

Este tipo de corrección de *beam hardening* se ha realizado en aluminio. Para ello se ha medido la atenuación a distintos espesores de aluminio (de 1 a 7 mm en pasos de 1 mm), y comparado con la atenuación teórica (figura 6.5). Por otro lado y para simplificar los cálculos, se ha considerado un valor de energía efectiva de haz. Este valor de energía efectiva viene de la medida en general:

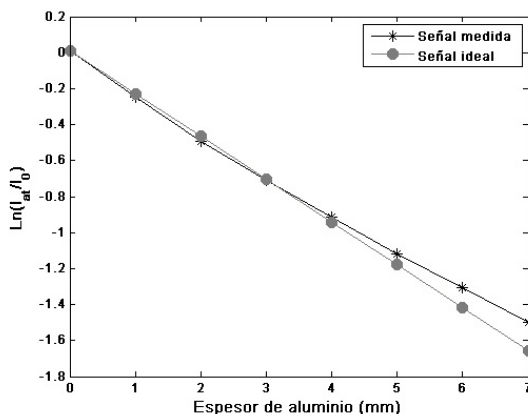
$$Señal = \int dE \phi(E) E e^{-\mu(E)x} = e^{-\mu(E)x} \int dE \phi(E) \bar{E} \quad (6.5)$$

donde  $\bar{E}$  es la energía efectiva.

$\bar{E}$  se calcula ajustando entre sí los valores teóricos y experimentales de atenuación. Variando  $\bar{E}$  (consecuentemente, el coeficiente de atenuación) varía la forma de la curva

experimental, y ésta ha de coincidir con la teórica para valores pequeños de espesor, en los que apenas existe efecto de endurecimiento de haz (figura 6.5).

En este caso,  $\rho_m(Al) = 0,88 \text{ cm}^2/g$ . Este valor corresponde a una energía efectiva aproximada de 33 keV, interpolado a partir de los datos tabulados para el coeficiente másico de atenuación para energías entre 30 y 40 keV [56]. Este método de ajuste para la energía efectiva se ha utilizado también en el apartado de calibración en densidades (capítulo 4). Sin embargo, en esta corrección no se ha incluido el filtro de cobre, por lo que varía el valor de energía efectiva entre ambos casos.

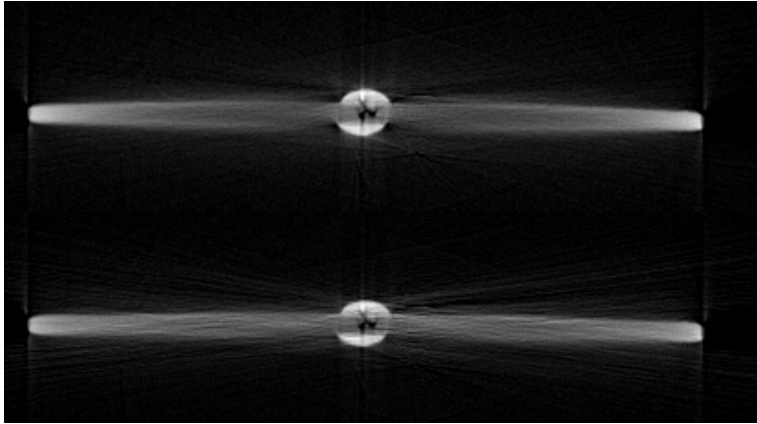


**Figura 6.5:** Atenuación teórica y medida experimentalmente para distintos espesores de aluminio.

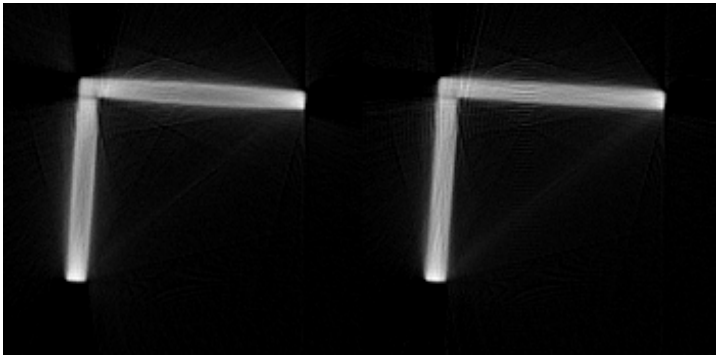
A partir de aquí, se ha realizado un ajuste entre la curva experimental y la teórica a un polinomio de cuarto grado por mínimos cuadrados. El coeficiente de grado uno ha de ser cercano a 1 (se ajusta a una recta), mientras que el de cuarto grado ha de ser mínimo. De esta forma, la señal corregida con estos coeficientes será:

$$P_{corr} = -0,01199 \log^4 \left( \frac{I_0}{I_{at}} \right) + 0,006615 \log^3 \left( \frac{I_0}{I_{at}} \right) + 0,1779 \log^2 \left( \frac{I_0}{I_{at}} \right) + 1,127 \log \left( \frac{I_0}{I_{at}} \right) - 0,00041$$

En las figuras siguientes (6.6, 6.7) se muestran los resultados de esta corrección en la reconstrucción de cortes tomográficos de objetos de aluminio.



**Figura 6.6:** Cortes de una soldadura de dos planchas de aluminio (superior) y corrección por *beam hardening* (inferior). Los laterales son más uniformes y se pierde borrosidad en la zona central.



**Figura 6.7:** Imagen de una L de aluminio, sin corregir (izquierda) y corregida por *beam hardening* (derecha). La imagen corregida es mucho más uniforme y con los bordes más definidos que la inicial.

## 6.2. Radiación dispersa.

La radiación dispersa es la radiación incidente en el detector que no proviene directamente del haz primario. Se produce por la dispersión coherente (dispersión Rayleigh, en un porcentaje bajo) e incoherente (dispersión Compton). En la dispersión Compton un fotón colisionaba con un electrón del medio, perdiendo parte de su energía y era dispersado un cierto ángulo. Debido a este efecto, no todos los fotones que llegan al detector son primarios, de forma que la señal medida se desvía de su valor real un cierto porcentaje que proviene de la radiación dispersa.

El ángulo de deflexión del fotón dispersado es aleatorio, por lo que la distribución de los fotones dispersados que llega al detector forma una imagen de ruido de bajas

frecuencias. Al combinarse con la señal "real", se produce una imagen con menor contraste que la que se obtendría sin radiación dispersa, además de contribuir al ruido en las proyecciones.

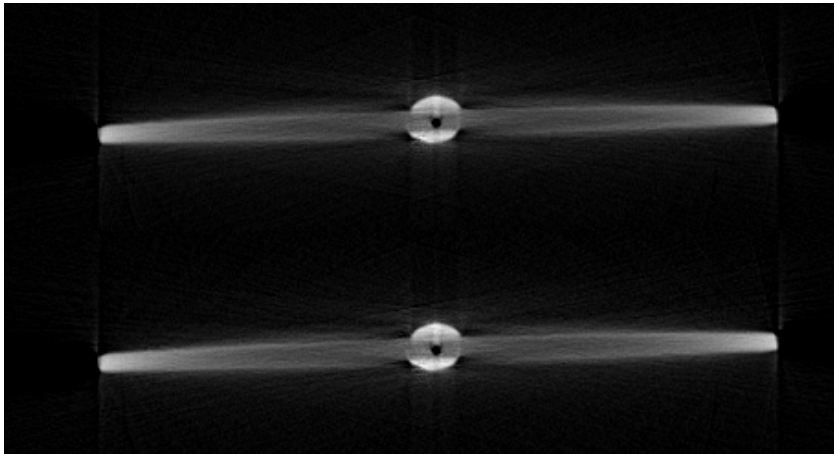
Esto causa artefactos en la imagen reconstruida como sombreados (aureolas) y manchas radiales.

### 6.2.1. Corrección de radiación dispersa.

Un método de corrección de artefactos por radiación dispersa es incluir una rejilla de filtrado a la entrada del detector. Se trata de una solución mecánica típica utilizada sobre todo en tomografía clínica. La rejilla filtra la radiación dispersa, que incide con un cierto ángulo mayor que el que siguen los fotones primarios.

Otra forma de minimizar la radiación dispersa es la introducción de un filtro a la entrada del detector que absorba la parte de baja energía del haz incidente. Se ha escogido esta aproximación, utilizando un filtro fino de 0.07 mm de cobre. De esta forma, se elimina la parte de baja energía de la radiación dispersa, minimizando los artefactos mencionados.

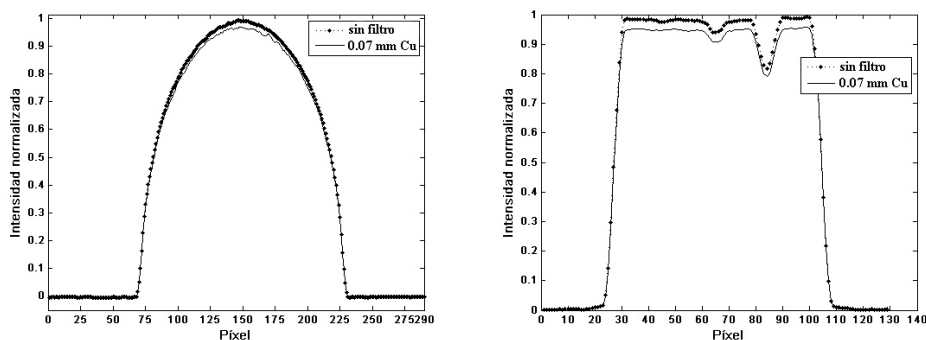
En la figura 6.8 (corte de una soldadura) se observa una pequeña reducción de la contribución de dispersa en el centro de la imagen inferior (realizada con el filtro de cobre comentado).



**Figura 6.8:** Corte de una soldadura sin filtrar (mostrando un poro, imagen superior) y con un filtro de 0.07 mm de cobre a la entrada del detector (imagen inferior) para minimizar la radiación dispersa. El efecto conseguido es muy pequeño.

## 6.2.2. Caracterización de radiación dispersa.

La contribución Compton a la imagen de un material de densidad menor que el aluminio (figura 6.8) será mayor que éste. Por tanto, se ha evaluado el efecto del filtrado a la entrada del detector para materiales de menor densidad: un bloque cuadrado de PMMA (5 cm x 5 cm) y un cilindro de poliestileno reticulado (rexolite, 3.8 cm de diámetro). Se han adquirido cortes de ambos en la posición más cercana al detector para aumentar la radiación dispersa. Se han realizado perfiles de estos cortes para analizar la contribución de la radiación dispersa, mostrados en la figura 6.9.



**Figura 6.9:** Perfiles de un cilindro de poliestileno (izquierda) y de un maniquí de PMMA (derecha). Las diferencias entre los perfiles con y sin filtro son menores de un 2% para ambos casos.

Las diferencias de los valores medios de las imágenes con y sin filtro son de 1.3% para el poliestileno y 2% para el PMMA. La contribución de radiación dispersa es muy pequeña; si ésta fuese más importante, se esperaría ver una segunda caída más suave en la zona de la caída de los perfiles, que no se observa.

Para la energía máxima del tubo de rayos X del tomógrafo (50 kV) el efecto fotoeléctrico es dominante sobre el Compton (ver figura 1.2 del capítulo de introducción). Por tanto, el efecto de la radiación dispersa no es muy significativo en nuestro TAC, a pesar de los materiales que pueden producir radiación dispersa (caja de aluminio del detector, la cabina, etc).

## 6.3. Ruido.

Otro de los parámetros importantes que afecta a cualquier sistema de imagen es el ruido. El ruido es la componente estocástica que se añade a la imagen degradando la calidad de la misma.

Existen varias fuentes que contribuyen al ruido en una imagen. En primer lugar, el ruido cuántico o estadístico, determinado por el flujo de rayos X (número de fotones)

detectado. El ruido cuántico depende de las características de la adquisición (separación entre cortes, velocidad de adquisición) y de la eficiencia cuántica del detector. Por otro lado, las limitaciones físicas del sistema también influyen; a mayor corriente del tubo de rayos X, por ejemplo, menor será el ruido (mayor es el número de fotones que llega al detector). Otra fuente de ruido es el propio proceso de reconstrucción, en el que también contribuye la efectividad de la calibración del detector.

En el caso del tomógrafo el ruido se observa perfectamente como distintos valores de nivel de gris en píxeles adyacentes (en la señal ya calibrada). Para objetos que introducen un alto gradiente de densidades en la imagen, se producen artefactos de líneas debido al ruido cuántico: la variación de flujo de fotones sigue aproximadamente una distribución de Poisson, de forma que un flujo menor presenta una variación mayor de señal.

### 6.3.1. Caracterización del ruido.

El ruido en la imagen se mide usualmente en maniqués uniformes, calculando la desviación estándar dentro de una región de interés de la imagen:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i,j} (f_{i,j} - \bar{f})^2}{N - 1}} \quad (6.6)$$

con  $i, j$  las coordenadas de la región de interés,  $N$  el número total de píxeles dentro de ella,  $f_{i,j}$  el valor de gris del píxel con coordenadas  $i, j$  y  $\bar{f}$  la intensidad media de la región de interés, calculada por:

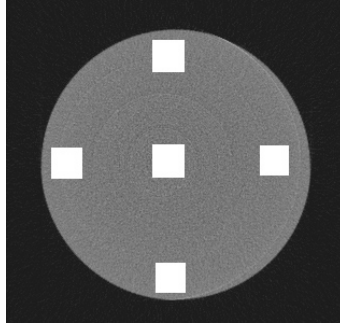
$$\bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{i,j} f_{i,j} \quad (6.7)$$

Generalmente, se utilizan varias regiones de interés para calcular  $\sigma$  como el valor medio de las regiones.

Para estudiar la contribución del ruido en el sistema se han obtenido cortes de un cilindro homogéneo de polietileno, de 7.5 cm de diámetro, y escogiendo 5 zonas de interés de 40 píxeles x 40 píxeles (figura 6.10).

Una forma de minimizar el ruido es aumentando el número de submuestras en la adquisición (ver capítulo 2). Típicamente, se trabaja a 1 submuestra; trabajando a 2 submuestras el ruido es significativamente menor (ver tabla 6.1), si bien esta mejora se disminuye para un número superior de proyecciones.

La reducción de ruido empleando 2 submuestras se ilustra en las figuras 6.11 y 6.12, para 360 y 900 proyecciones. En la figura 6.11 se muestran los cortes de un bloque de PMMA con distintos taladros a 1(a) y 2 (b) submuestras para 360 proyecciones (imágenes superiores) y 900 proyecciones (imágenes inferiores). En la figura 6.12, para el corte de una soldadura, se sigue la misma secuencia. Claramente, las imágenes



**Figura 6.10:** Esquema de las regiones de interés, para el cálculo de ruido, en un corte tomográfico de un cilindro de polietileno.

Ruido	1 submuestra ( $\text{cm}^{-1}$ )	2 submuestras ( $\text{cm}^{-1}$ )
360 proyecciones	$0.039 \pm 0.003$	$0.027 \pm 0.002$
900 proyecciones	$0.024 \pm 0.001$	$0.019 \pm 0.001$

**Tabla 6.1:** Valores de ruido como promedio de 5 zonas de la imagen, en unidades de coeficiente de atenuación lineal.

adquiridas con 2 submuestras presentan un menor ruido. Para el caso de 900 proyecciones la diferencia es menos apreciable debido a que una imagen reconstruida con un mayor número de proyecciones presenta menos ruido.

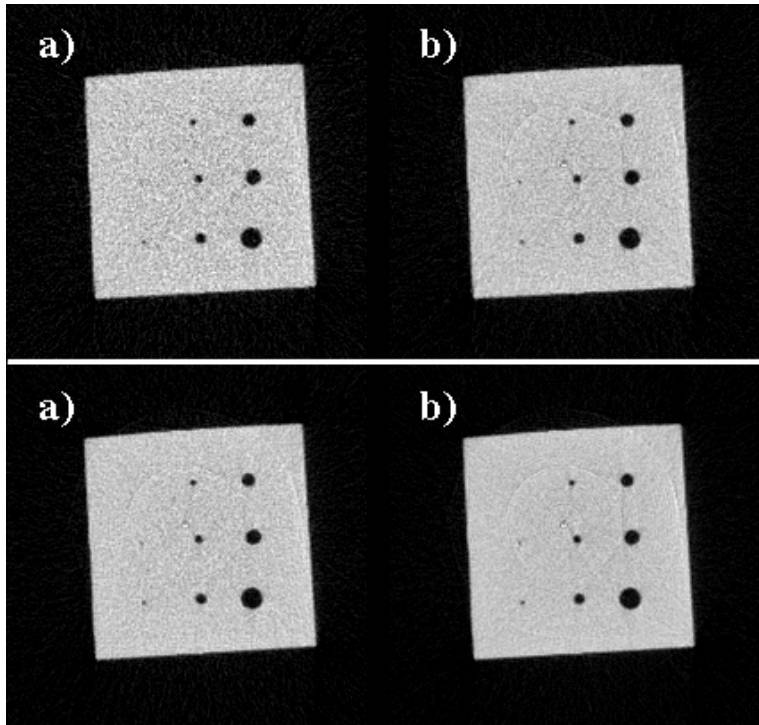
En el algoritmo de reconstrucción de estas imágenes se está utilizando un filtro de rampa, que suaviza el ruido entre canales adyacentes no eliminado por la calibración (según se explicó en el capítulo 4).

## 6.4. *Aliasing.*

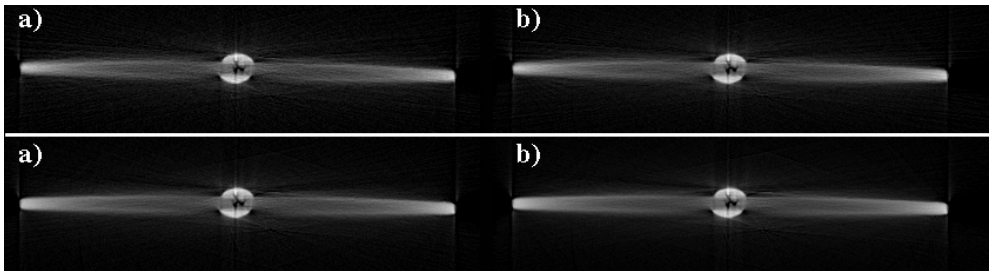
Los artefactos causados por *aliasing* son aquéllos producidos por una frecuencia de muestreo insuficiente. Se visualizan en la imagen reconstruida como series de líneas procedentes de objetos de alta densidad [23], [5].

Según el teorema de muestreo de Shannon, para evitar el efecto de *aliasing* los datos originales deben muestrearse a una frecuencia de al menos dos veces la mayor frecuencia espacial contenida en la señal. La frecuencia máxima en un conjunto de datos tomográficos está limitada por el tamaño focal del haz, la geometría del escáner y el tamaño de los elementos detectores. Si se aproxima la respuesta de un canal por una función rectangular, la respuesta en frecuencia correspondiente es:

$$S(f) = \frac{\sin(\pi f \delta)}{(\pi f \delta)} \quad (6.8)$$



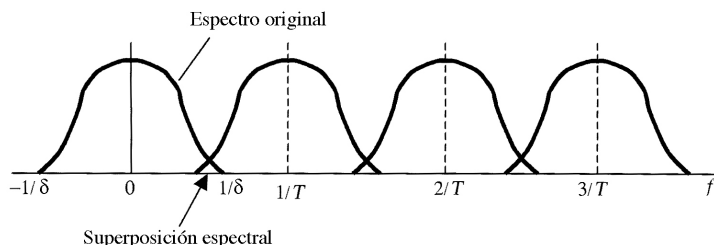
**Figura 6.11:** Bloque de PMMA a 360 proyecciones (superior) y 900 proyecciones (inferior), a 1 (a) y 2 submuestras (b). La disminución de ruido para las adquisiciones a 2 submuestras aumentan la detectabilidad de los agujeros en la imagen.



**Figura 6.12:** Cortes de una soldadura a 360 proyecciones (superior) y 900 proyecciones (inferior), a 1 (a) y 2 submuestras (b). Se observa una disminución de ruido para las imágenes a 2 submuestras, menor para las adquiridas a 900 proyecciones.

siendo  $\delta$  el tamaño de un elemento del detector. Esta ecuación es una función sinc, con el primer cero a  $f = 1/\delta$ . De esta forma, la frecuencia máxima que contiene la señal muestreada puede asumirse como  $f_{max} = 1/\delta$ .

Cuando los elementos del detector están uniformemente espaciados a una distancia  $T$ , el espectro de la proyección muestreada consiste en el espectro original y un número infinito de versiones de él trasladadas (figura 6.9). La traslación es  $1/T$ , es decir, la frecuencia de muestreo, y es necesario que los espectros trasladados no se superpongan para poder reconstruir la señal original a partir de la proyección muestreada. En la figura se muestra esta posible superposición espectral, que es lo que se denomina *aliasing*, que produce sombras que se traducen en la aparición de líneas en la reconstrucción de la proyección.



**Figura 6.13:** *Aliasing* en el muestreo de la proyección.  $T$  es el espaciado del muestreo; si  $1/T$  es muy pequeño, aparecen superposiciones, zonas de sombra que causarían artefactos en la reconstrucción.

La condición necesaria para que no exista esta superposición es que la traslación del espectro ( $1/T$ ) sea al menos dos veces la frecuencia mayor contenida en la señal ( $1/\delta$ ). Es decir, las muestras deben estar espaciadas menos de la mitad del tamaño del detector:

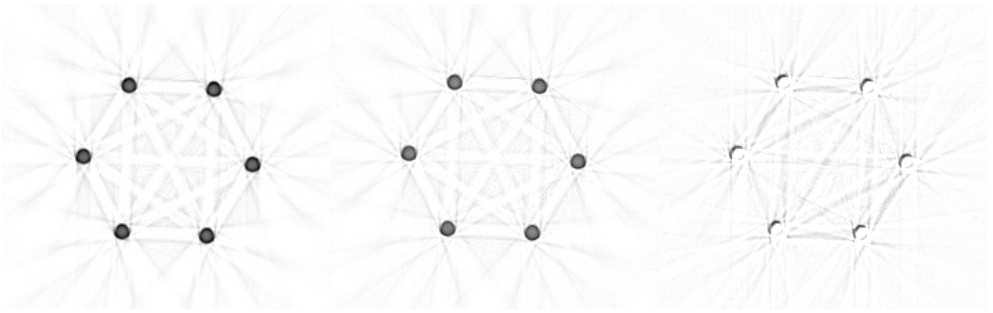
$$T \leq \frac{\delta}{2} \quad (6.9)$$

La ecuación 6.9 es el conocido criterio de muestreo de Nyquist (o de Shannon [66]). En los tomógrafos de tercera generación, sin embargo, no es posible satisfacer este criterio de muestreo puesto que la distancia entre adquisiciones es el tamaño de detector.

#### 6.4.1. Corrección de artefactos por *aliasing*.

Para evitar los artefactos producidos por este efecto, se suele incluir muestras a cero entre las proyecciones para satisfacer el criterio de Nyquist [23]. Este remuestreo reduce, si bien no elimina completamente, los artefactos de *aliasing*, y se realiza previamente al algoritmo de reconstrucción (como se comentó en el capítulo 3).

Se pueden realizar aproximaciones para evitar el efecto de *aliasing* en los escáneres de esta generación. Por ejemplo, en TAC médicos existe un método que consiste en trasladar el centro del detector un cuarto del tamaño del elemento detector respecto al



**Figura 6.14:** Imágenes complementarias de cortes a 900 proyecciones de una estructura con barras metálicas: imagen original (izquierda), reconstruida (centro), en la que se observa que disminuyen los artefactos de líneas y la diferencia entre ambas (derecha).

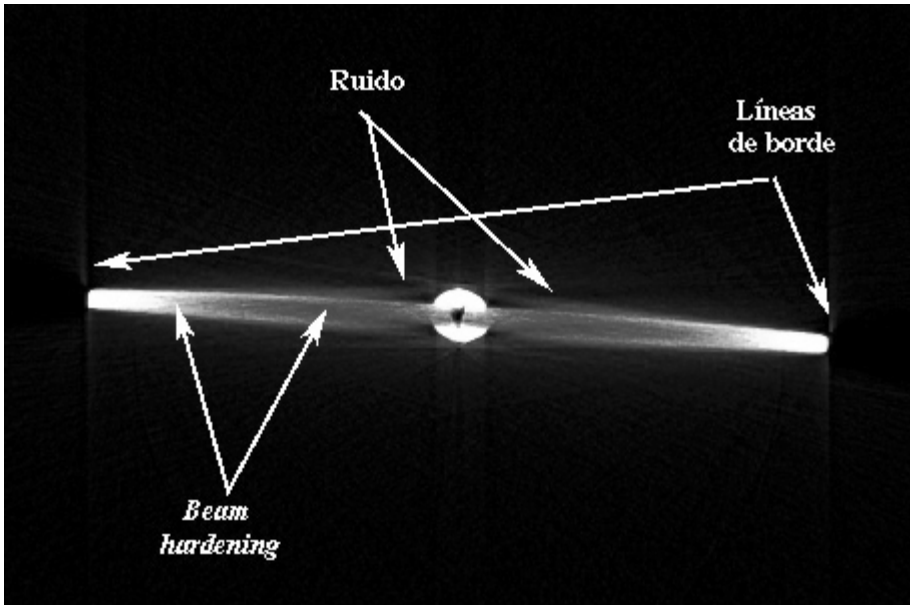
isocentro o incluso deflectando el punto focal del haz. De esta forma, una vez rotados  $180^\circ$ , las siguientes muestras se encuentran entre las adquiridas previamente.

En este sentido, se ha realizado una aproximación en nuestro tomógrafo a partir de la modificación vista en el capítulo 5 para aumentar la resolución espacial. Se añadió una bancada lineal micrométrica al sistema que permitía trasladar el detector y realizar adquisiciones con una separación de muestreo menor que el pitch original. Un ejemplo de esta aproximación al criterio de Nyquist se muestra en la figura 6.14, en la que se muestra la imagen inicial, la reconstruida y la imagen de diferencia de estas dos para el corte de una estructura hexagonal de barras metálicas. Se muestran las imágenes complementarias para resaltar la mejora realizada.

## 6.5. Contribuciones de artefactos en la imagen de un objeto metálico: soldadura.

A modo de ejemplo se han analizado los artefactos de imagen presentes en el corte tomográfico de una soldadura. Un objeto metálico puede producir: endurecimiento de haz, radiación dispersa y ruido. El endurecimiento de haz se puede corregir algorítmicamente, tal y como se indicó en un apartado anterior.

El ruido produce, por un lado, borrosidad en la imagen. El ruido de origen cuántico produce además artefactos de líneas (gradiente alto de densidades en la imagen debido al objeto). Aparecen como líneas claras con origen en los bordes de los objetos de alta densidad, de corta longitud. La discontinuidad que un borde causa en una proyección se sale de rango (en niveles de gris) después de la reconstrucción, debido a que el filtro de rampa es un filtro derivativo, de forma que aparecen las líneas comentadas.



**Figura 6.15:** Corte (900 proyecciones) de una probeta de soldadura en la que se ven los artefactos de imagen más relevantes. Los artefactos de línea se deben al ruido por el efecto de borde en el objeto; el *beam hardening* aparece como pérdida de definición en la parte central de la imagen (los bordes son menos nítidos). A la borrosidad también contribuye la radiación dispersa.



## Capítulo 7

# Caracterización del sistema III: Detector.

En este capítulo se presenta un estudio de centelleadores, debido a la importancia de este tipo de detectores en aplicaciones de imagen, y su uso en el tomógrafo [68]. Se ha analizado la respuesta de cuatro detectores de centelleo: Gadox, CdWO<sub>4</sub> y CsI(Tl), éste de 0.8 y de 1.6 mm de distancia entre píxeles.

Para conocer en detalle la respuesta de estos sistemas es necesario estudiar la interacción de rayos X con el centelleador, la producción de luz y su transporte y conversión en fotoelectrones en el fotodiodo, así como la influencia de las propiedades ópticas de las superficies en el centelleador [12], [13]. Los detectores suelen estar segmentados, y tiene que existir una correspondencia entre sus dimensiones y las de los fotodiodos correspondientes; diferencias entre ellos afectarán a la señal medida.

En este estudio se presenta, por una parte, una caracterización experimental de la respuesta de los centelleadores al haz de rayos X incidente, utilizando una matriz de detectora individual como las descritas en el sistema detector del tomógrafo (capítulo 2). Por otra parte, se ha realizado una simulación Monte Carlo para obtener una descripción detallada del comportamiento de los detectores en su conjunto. A continuación se explica pormenorizadamente, el estudio [69].

Se va a caracterizar la función de respuesta del canal  $i$ -ésimo del detector a una distancia dada entre el centro geométrico del píxel  $i$ ,  $x_i$ , y el punto de impacto del fotón de rayos X,  $x'$  (ecuación 7.1). La distancia ( $x' - x_i$ ) se define como el parámetro de impacto de rayos X.

$$f_i(x) = \int_{\Delta_{x_1}}^{\Delta_{x_2}} dx' k(x' - x_i) b(x' - x) \quad (7.1)$$

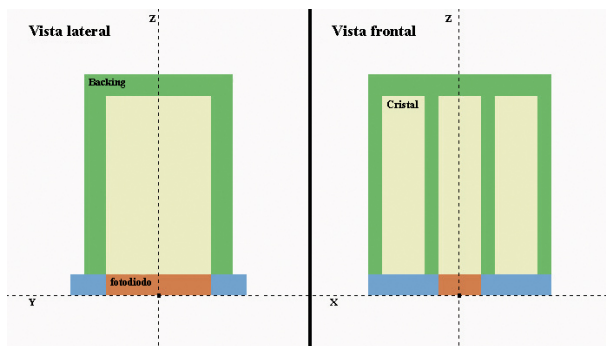
donde  $f_i(x)$  es la función de respuesta del canal  $i$ ,  $b(x)$  describe el perfil de haz,  $k(x)$  es el kernel de respuesta del detector y  $\Delta_{x_1}$ ,  $\Delta_{x_2}$  corresponden a las dimensiones físicas de la matriz lineal. El kernel de respuesta del detector se considera la función de dispersión puntual (*point spread function*, PSF) intrínseca del detector, que incluye los parámetros de transporte óptico y del transporte de radiación en el elemento de centelleo. Para un haz puntual ideal, es posible considerar la función de respuesta experimental  $f_i(x)$  como el kernel  $k(x)$ ; sin embargo, en estas medidas se ha considerado un perfil de haz real a la hora de calcular la deconvolución y obtener la PSF a lo largo de la matriz de centelleo. Para determinar el kernel de respuesta se ha realizado una simulación Monte Carlo con el código MANTIS de la respuesta del detector.

## 7.1. Simulación.

Se ha utilizado el código MANTIS (Monte carlo x-rAy electroN optIcal Imaging Simulation) versión 1.0 [70] para simular la respuesta de los centelleadores. Este código es la extensión de PENELOPE (un código Monte Carlo de transporte e interacción electromagnética) para el transporte de fotones ópticos.

En la simulación, la geometría se ha definido mediante tres elementos detectores (3 píxeles) y el fotodiodo correspondiente al píxel central (figura 7.1). Los parámetros geométricos para cada centelleador son diferentes; en la tabla 7.1 se muestran las características de cada uno y del reflectante correspondiente.

**Parámetros geométricos de los detectores.** La geometría de los centelleadores (CsI(Tl) de dos pitches, Gadox y CdWO<sub>4</sub>) se obtuvo del distribuidor (Hamamatsu Photonics), y se verificó desencapsulando una matriz de cada tipo (ver tabla 7.1). Cada matriz consiste en una parte centelleadora con elementos del cristal (o una tira continua para el Gadox) y en un material reflectante en la superficie superior y entre celdas contiguas. Este material reflectante es TiO<sub>2</sub>, con una reflectividad relativa cercana al 100% [71]. El espaciado entre fotodiodos es de 0.4 mm para el CsI de 1.6 mm y 0.2 mm para los restantes centelleadores.



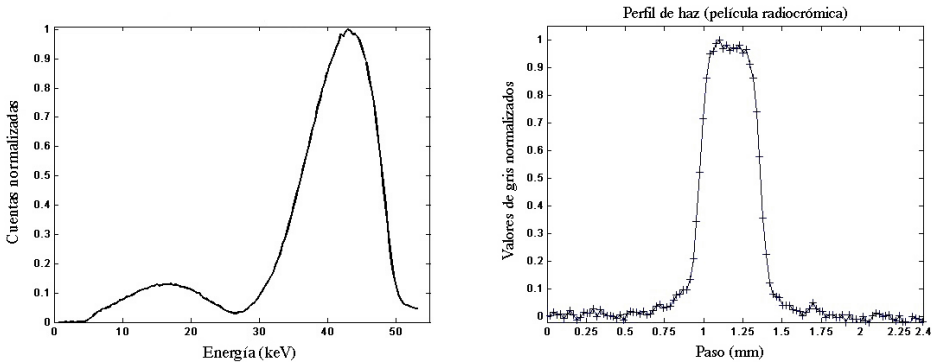
**Figura 7.1:** Geometría utilizada en MANTIS (vista con el software *gview*).

Detector	Pitch (mm)	Cristal (X,Y,Z) mm	Reflectante (pared), mm	Reflectante (superficie), mm
CsI	1.6	1.2, 2.0, 3.1	0.4	1
CsI	0.8	0.6, 1.5, 2.5	0.2	0.3
Gadox (tira)	0.8	25, 2.5, 0.35	0	0.15
CdWO <sub>4</sub>	0.8	0.7, 1.5, 2.5	0.1	0.1

**Tabla 7.1:** Dimensiones de los detectores.

### 7.1.1. Condiciones de simulación.

**Fuente.** La fuente especificada en la simulación es un haz puntual ideal. El espectro de energías se toma a partir del espectro real del tubo, medido con un espectrómetro Amptek de CdTe (figura 7.2 izquierda). La simulación corresponde al kernel del detector, y debe convolucionarse con el perfil de haz (figura 7.2 derecha) para compararla con los datos medidos.



**Figura 7.2:** Espectro del tubo de 50 kV (izquierda) y perfil de haz utilizado (derecha).

**Estadística.** El número de historias iniciales ha sido de 500 excepto para el CdWO<sub>4</sub>. En esta simulación se especificó un número de 5000 historias iniciales, para conseguir un kernel sin ruido.

**Propiedades ópticas de las superficies.** Otra de las características a fijar en la simulación es la definición del tipo de superficie entre materiales. La superficie centelleador - fotodiodo es una superficie de fotodiodo (superficie tipo) de reflectividad difusa con un 80 % de tasa de absorción (obtenidos a partir de las especificaciones del fabricante). En cuanto a la superficie centelleador - reflectante se ha simulado una superficie reflectiva pero rugosa, que se parametriza en MANTIS a través del parámetro  $\beta$ .  $\beta$  es la fracción de un vector aleatorio añadido al vector normal en la reflexión, y se ha utilizado el valor por defecto en MANTIS,  $\beta=0.2$ . Los coeficientes de dispersión y absorción, así como el índice de refracción y la sensibilidad espectral

del fotodiodo se han fijado también a los parámetros estándar de MANTIS [70]. Los espectros de emisión para los centelleadores siguen una distribución de Poisson centrados en la longitud de onda máxima de emisión de cada uno, obtenidos de [75].

**Producción de fotones.** Otro parámetro necesario es el número de fotones ópticos generados por unidad de energía absorbida (*photon yield*) especificado como el parámetro *pmax.mu*. Este número se obtuvo de la bibliografía [75]; ver tabla 7.2.

CsI(Tl)	Gadox	CdWO <sub>4</sub>
65000	70000	15000

**Tabla 7.2:** *Photon yield* (fotones/MeV) para los centelleadores simulados [75].

## 7.2. Medidas experimentales.

Las medidas de la respuesta de la matriz del detector se adquirieron con un haz altamente colimado que incidía sobre el detector. El detector se ha trasladado a lo largo de la matriz detectora de forma perpendicular al eje del haz (ver figura 7.3).

**Tubos de rayos X.** Se han utilizado dos fuentes de rayos X: un tubo de rayos X monocromático y el tubo de 50 kV del tomógrafo (de blanco de wolframio). El monocromador de rayos X (Bruker Smart 1000) presenta un colimador de 0.2 mm de diámetro, mientras que el haz del tubo de 50 kV (tamaño focal de 0.1 mm) se ha colimado con planchas de plomo para obtener un haz casi puntual. Éste presenta un perfil de 0.4 mm x 0.27 mm FWHM en la dirección longitudinal del detector y en la perpendicular, respectivamente. En ambos casos el tamaño del perfil de haz se ha verificado mediante una película radiocrómica escaneada a alta resolución (500 dpi, puntos por pulgada). Se ha añadido además a la salida del tubo de 50 kV un filtro de 0.6 mm de cobre para obtener un espectro más estrecho. Este filtrado corresponde a una calidad de haz de capa hemirreductora en aluminio de 4.7 mm (*half value layer*, HVL).

**Sistema de adquisición y centelleadores.** La matriz detectora se ha descrito en el capítulo 2 de esta tesis, y presentaba 32 canales de lectura (excepto la correspondiente al detector de CsI(Tl) con espaciado de 1.6 mm, de 16 canales). Esta matriz se conecta a una tarjeta de adquisición de 128 canales XDAS-11. El número de submuestras utilizado ha sido 1, y el tiempo de integración 250 ms. Se escogió este tiempo de integración para obtener una relación señal - ruido (SNR) buena, entre 20 y 30 según el centelleador. Sin embargo, para el CdWO<sub>4</sub> se obtiene una SNR igual a 5, debido a la menor sensibilidad de este material a bajas energías. La tarjeta con la matriz detectora se ha situado sobre una bancada lineal (de OWIS), que se desplaza en pasos de 0.050 mm en un plano perpendicular al haz.

### 7.3. Resultados.

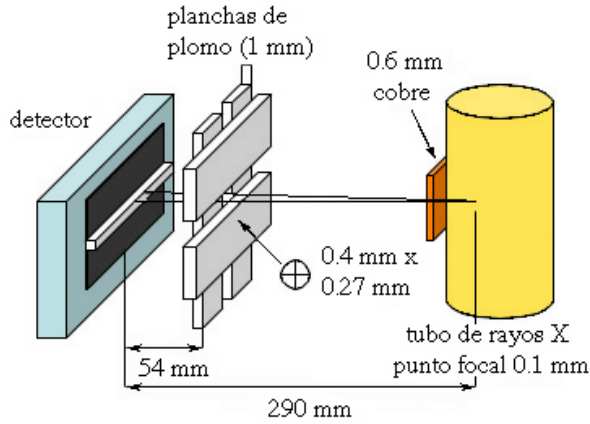


Figura 7.3: Esquema de las medidas experimentales de la señal de respuesta de los centelleadores.

En la figura 7.4 se muestra la señal medida en función del parámetro de impacto de haz para la fuente de 50 kV. En la figura 7.5 se muestra la comparación entre las señales medidas y la convolución del kernel calculado en MANTIS con el perfil de haz. Presentan un buen acuerdo, con diferencias medias relativas menores del 1.5% (ver tabla 7.3).

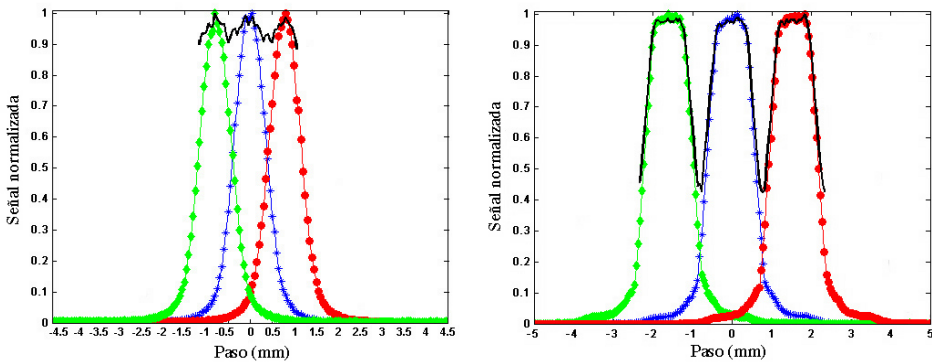
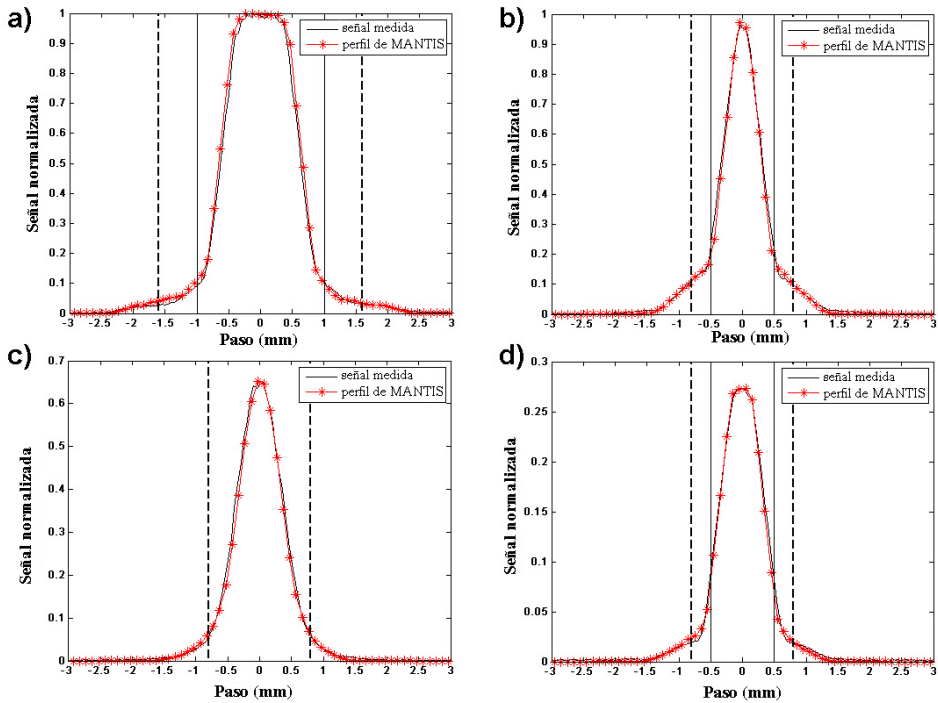


Figura 7.4: Ejemplos de la señal de respuesta para el Gadox (izquierda) y para el CsI(Tl) de 1.6 mm pitch (derecha).

A partir de la señal medida se calculan diversos parámetros: *crossstalk* de luz de la matriz, factor de llenado y sensibilidad de los centelleadores así como el factor de llenado y la MTF a partir de los kernels simulados.



**Figura 7.5:** Comparación entre las medidas experimentales y la convolución con MANTIS para el CsI de 1.6 mm pitch (a), de 0.8 mm (b), Gadox (c) y CdWO<sub>4</sub> (d), normalizadas a la señal máxima (a). Las líneas continuas indican el punto donde empieza el diodo adyacente, mientras que las líneas punteadas muestran su punto central.

Detector	CsI (1.6mm)	CsI (0.8mm)	Gadox	CdWO <sub>4</sub>
Diferencia media	1.31 %	1.01 %	1.29 %	1.19 %

**Tabla 7.3:** Resultados y comparación entre las medidas experimentales y la simulación en MANTIS.

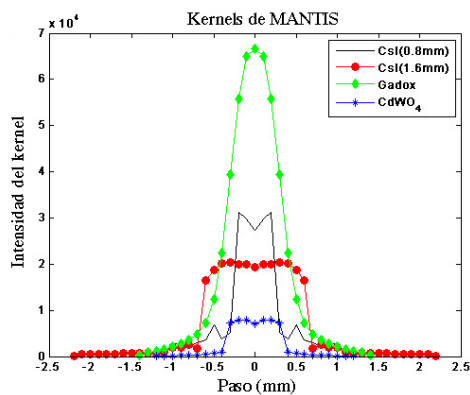
### 7.3.1. Crosstalk de luz.

El *crosstalk* de luz es la contribución a la señal de un elemento cuando el haz coincide en la celda adyacente. Se observa claramente en la respuesta del detector como hombros laterales, por la contribución a la señal de los cristales adyacentes. Las líneas continuas en la figura 7.5 muestran el punto en el que empieza la contribución al *crosstalk*, que coincide en el punto inicial del siguiente diodo. Para el Gadox se observa una contribución continua (esperado por su geometría también continua) tanto en la señal medida como en el kernel de MANTIS (figura 7.6), mientras que para el CsI(Tl) de 1.6 mm pitch se observa un valor significativamente menor, debido al ancho mayor

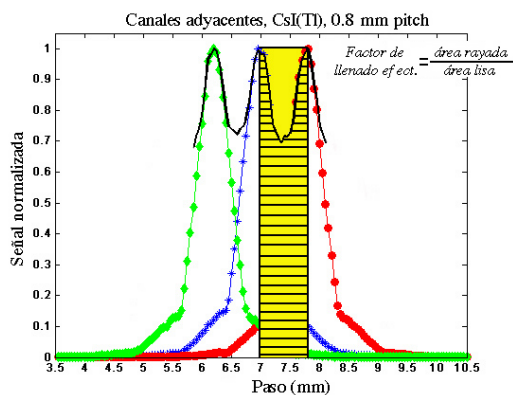
de reflectante entre celdas adyacentes.

<i>Detector</i>	<i>CsI, 1.6 mm</i>	<i>CsI, 0.8 mm</i>	<i>Gadox</i>	<i>CdWO<sub>4</sub></i>
<i>Crosstalk</i>	2.51 %	10.01 %	7.17 %	6.24 %
Factor de llenado efectivo	82.5 %	83.0 %	94.6 %	93.2 %
Factor de llenado del kernel	86.5 %	83.5 %	94.8 %	93.8 %

**Tabla 7.4:** Valores experimentales y de simulación para los centelleadores.



**Figura 7.6:** Kernels para los distintos centelleadores, obtenidos de MANTIIS.



**Figura 7.7:** Factor de llenado efectivo para CsI(Tl), 0.8 mm pitch.

### 7.3.2. Factor de llenado.

El factor de llenado efectivo para el detector se calcula como la señal total promediada a lo largo de la dirección de la matriz entre la señal máxima (para un punto de incidencia en el centro de cada píxel). Este factor de llenado efectivo es una medida de la variación de la señal total del detector cuando un haz colimado ideal se desplaza un pitch de la matriz (figura 7.7). También se ha calculado el factor de llenado efectivo para los kernels simulados (figura 7.6). Como los kernels son la respuesta a un haz puntual ideal, este factor de llenado representa el factor de llenado real del detector.

En la tabla 7.4 se muestran los valores de llenado, tanto los efectivos como los calculados a partir del kernel. Los mayores valores se obtienen para el Gadox y el  $\text{CdWO}_4$ . Este hecho se explica por la geometría continua del Gadox, y por la separación de 0.1 mm entre cristales para el  $\text{CdWO}_4$ , a diferencia de la mayor separación de 0.2 mm para el CsI de 0.8 mm pitch y 0.4 mm para el de 1.6 mm (ver tabla 7.1).

Los factores de llenado calculados para los kernels simulados son mayores que los efectivos. Esto es debido a que los kernels no presentan pérdida de señal por la geometría y las diferencias de respuesta entre cristales individuales que sí aparecen en la señal medida experimentalmente.

### 7.3.3. Sensibilidad.

La sensibilidad de los detectores se define como el número de fotoelectrones detectados por unidad de energía (*i.e.*, relación entre señal medida y fluencia energética). Este valor se calcula a partir de medidas de exposición del haz con una cámara de ionización de aire 23344 de PTW. La expresión de la exposición para una fuente monocromática es [1]:

$$\psi_E = \frac{\chi}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,air} \cdot \left(\frac{e}{\overline{W}_{air}}\right)} \quad (7.2)$$

donde  $\psi_E$  es la fluencia energética,  $\chi$  la exposición,  $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{E,air}$  el coeficiente másico de absorción en aire,  $e$  la carga del electrón y  $\overline{W}_{air}$  la energía media de producción de un par electrón - ion en aire. De esta forma, la sensibilidad  $S$  (en fotoelectrones por kV) será:

$$S = \frac{S_{XDAS}}{A_{col}\psi_E} \quad (7.3)$$

donde  $S_{XDAS}$  es la carga integrada por unidad de tiempo y expresada en amperios.  $A_{col}$  es el área subtendida por el colimador, de forma que la sensibilidad está normalizada a unidades de área. Se ha calibrado la tarjeta de adquisición para obtener el factor de conversión de cuentas de ADC a coulombios (3811 ADC/pC) mediante

una fuente de corriente Thevenin. Para una fuente policromática, la ecuación 7.2 se extiende sencillamente integrándola para todas las energías del haz de rayos X.

La sensibilidad se ha calculado para las dos fuentes (tabla 7.5); la tasa de exposición era de  $1.59 \cdot 10^{-4} \frac{C}{kg \cdot s}$  para la fuente monocromática de 17.44 kV y de  $5.39 \cdot 10^{-7} \frac{C}{kg \cdot s}$  para el tubo de 50 kV.

La relación entre el número de fotoelectrones detectados (sensibilidad) y el *photon yield* primario está entre un 10-17%. Este factor es el resultado de la eficiencia de detección de la matriz, de la producción de fotones y del transporte óptico y absorción.

Detector	A	B
CsI (1.6mm)	6.8	9.4
CsI (0.8 mm)	10.3	8.9
Gadox	11.9	6.0
CdWO <sub>4</sub>	2.4	2.5

**Tabla 7.5:** Sensibilidad máxima del detector: número de fotoelectrones detectados por keV incidente para A) fuente monocromática, B) fuente de 50 kV.

### 7.3.4. Función de transferencia de modulación.

La función de transferencia de modulación (MTF) de los centelleadores se ha calculado a partir de la expresión del kernel, que es por definición la PSF del sistema. Esta PSF se muestrea en la dirección horizontal del detector, por lo que se asume como la función de dispersión lineal, LSF, del sistema. La transformada de Fourier de la LSF representa la MTF, expresada en el dominio de la frecuencia en pares de líneas por milímetro. El valor de la frecuencia al 50 % de la MTF normalizada define el parámetro  $f_{50}$ , dado como una estimación de la resolución espacial del detector.

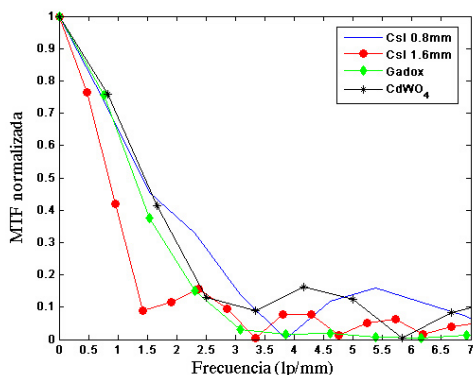
La MTF, calculada a partir de los perfiles de kernel, se muestran en la figura 7.8. En la tabla 7.6 aparecen los datos obtenidos para el parámetro  $f_{50}$ . El menor valor corresponde al CsI(Tl) de 1.6 mm pitch, debido a su mayor espaciado entre elementos, mientras que los otros tres centelleadores presentan valores similares, al coincidir con el mismo espaciado entre fotodiodos.

	CsI (1.6mm)	CsI (0.8 mm)	Gadox	CdWO <sub>4</sub>
$f_{50}$ (lp/mm)	0.87	1.40	1.41	1.53

**Tabla 7.6:** Parámetro  $f_{50}$  a partir de los valores de la MTF.

## 7.4. Conclusiones.

En este capítulo se ha presentado una caracterización experimental y simulación de la señal de cuatro detectores de centello distintos para rayos X de baja energía.



**Figura 7.8:** Perfiles de la MTF para los centelleadores.

La respuesta de estos sistemas, muy extendidos en aplicaciones de detección de rayos X, puede entenderse estudiando la interacción en el material de centelleo (emisión de fotones) y el transporte óptico y la detección de fotones en el fotodiodo.

Los detectores analizados han sido: CsI(Tl) con un pitch de 1.6 mm y CsI(Tl), Gadox, CdWO<sub>4</sub> con un pitch de 0.8 mm. Están cubiertos por un reflectante de TiO<sub>2</sub>, que también es el material de relleno de la separación entre celdas (excepto para el Gadox, continuo), de 0.4, 0.2 y 0.1 mm respectivamente. Las señales medidas de los centelleadores reflejan esta estructura de elementos individuales en los hombros laterales por *crossstalk*, exceptuando la respuesta continua del Gadox.

La señal medida, en función del parámetro de impacto, se reproduce perfectamente con la simulación en MANTIS (diferencias medias relativas <1.5 %). La comparación entre el factor de llenado efectivo y el factor de llenado del kernel muestra valores mayores para este último, y, según se esperaba por la geometría del centelleador, para Gadox y CdWO<sub>4</sub>.

Los valores experimentales de sensibilidad son similares para cada centelleador, mostrando una variación pequeña entre la respuesta al haz de rayos X monocromático y el estándar de 50 kV. La relación entre los fotoelectrones detectados y la producción de fotones inicial muestra la pérdida de luz en el detector. Este factor, entre un 10-17 %, tiene en cuenta la eficiencia del cristal (pérdidas en el transporte óptico) y la eficiencia del fotodiodo (conversión de fotones ópticos a electrones), así como la luz absorbida en el reflectante que no llega al fotodiodo.

El kernel para cada matriz de detección representa su respuesta intrínseca a la radiación X. Puede observarse que las pérdidas en la región intermedia entre celdas adyacentes alcanza un 15 % de la señal media. Esta pérdida es dominante para la detección de radiación en el rango de baja energía. De esta forma, la función de kernel se puede utilizar para realizar una simulación detallada de cualquier dispositivo de

imagen que utilice detectores de centelleo.

La simulación con MANTIS es una herramienta importante para estudiar el tipo de superficie entre los materiales de cada matriz de detección, y para evaluar tanto el *crosstalk* como el factor de llenado efectivo. Los problemas que se han encontrado en el Gadox sugieren posibles variaciones en los parámetros de la simulación. El parámetro  $f_{50}$  se calcula a partir de la simulación, y da una medida de la resolución espacial de un detector dado. De esta forma, se puede realizar un estudio previo a la hora de escoger un centelleador para una aplicación considerando el valor del parámetro  $f_{50}$  y la sensibilidad como respuesta del detector. La resolución espacial ha de compararse con la requerida en dicha aplicación, mientras que la respuesta del detector afectará al tiempo de integración del detector en la adquisición de datos.

La comparación entre los distintos detectores utilizados en este estudio destaca el Gadox y el CsI(Tl) de 0.8 mm pitch como los centelleadores más apropiados para aplicaciones de rayos X menores de 50 kV. Aunque en resolución espacial el CdWO<sub>4</sub> es comparable a los anteriores, presenta una sensibilidad y respuesta menores a estas energías, lo que resulta en una menor SNR para aplicaciones de imagen.



## Parte IV

# Aplicaciones y conclusiones



# Capítulo 8

## Aplicaciones.

En este capítulo se describen diferentes estudios de inspección radiográfica y tomográfica sobre objetos de distintas densidades y tamaños, con el objetivo de evaluar las capacidades y limitaciones del sistema de tomografía. En el último apartado, y debido al interés particular de esta aplicación, se analizan las imágenes obtenidas para la inspección de cordones de soldadura.

### Condiciones de adquisición.

- *Parámetros de la fuente de rayos X.* La mayoría de las imágenes se han obtenido en las mismas condiciones: potencial de aceleración de 50 kV e intensidad de haz de 2 mA, empleando un filtro de haz de cobre (0.1 mm de grosor), y sin filtro de radiación dispersa en el detector.
- *Parámetros geométricos.* Se han usado factores de magnificación 1.3, 2 o 3 en función del tamaño del objeto y detalle a inspeccionar. El paso de barrido para radiografías es 0.25 mm (0.1 mm en un caso), mientras que la separación entre cortes tomográficos es en general de 1 mm (2.5 mm en un caso).
- *Parámetros de lectura.* El número de submuestras y el tiempo de integración empleados son 1 submuestra para 50 ms. El número de proyecciones de cada corte ha sido típicamente de 900 (360 en un caso). No se ha aplicado ningún tipo de corrección por artefactos, excepto el filtro de rampa para altas frecuencias del algoritmo de reconstrucción.

### 8.1. Inspección de objetos con bajo contraste.

Para realizar una valoración de la resolución de bajo contraste del sistema, se han adquirido imágenes de radiografía digital y tomográficas para distintos objetos de

materiales de baja densidad. Los ejemplos son: un animal pequeño (rata), una planta en maceta (cactus), detalles de flores (1: narciso y lirio, 2: jacinto), un muñeco de plástico (clic) y un maniquí de PMMA. Este maniquí presenta una serie de taladros realizados de distintos diámetros: 5, 3, 2.5, 2, 1.5, 1, 0.75, 0.55 y 0.25 mm.

### 8.1.1. Radiografías.

En la tabla 8.1 se describen las condiciones de adquisición de las imágenes radiográficas obtenidas para objetos de bajo contraste anteriores.

<i>Objeto</i>	Adquisición		Geometría		
	<i>kV, mA</i>	<i>Filtros</i>	<i>M</i>	<i>Paso (mm)</i>	<i>Tamaño</i>
Rata (figura 8.1)	50, 2	no	3	0.25	3.2 cm x 6 cm
Cactus (figura 8.2)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	2	0.25	6 cm x 9 cm
Flores det. 1 (figura 8.3)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	2	0.25	10 cm x 12 cm
Flores det. 2 (figura 8.4)	40, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	0.1	1.5 cm x 1.5 cm (detalle)

**Tabla 8.1:** Condiciones de adquisición de imágenes radiográficas de objetos de bajo contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo (*kV, mA*), el factor de magnificación *M*, el paso de barrido vertical (*paso*, en mm) y el tamaño real de los objetos en la imagen (*Tamaño*).

#### Observaciones.

- *Rata (figura 8.1)*. Se aprecian detalles anatómicos submilimétricos, tanto las estructuras óseas (cráneo, cola) como tejidos blandos (intestino).
- *Cactus (figura 8.2)*. A pesar de la maceta de mayor densidad es posible apreciar detalles de la raíz enterrada.
- *Flores 1: narciso y lirio (figura 8.3)*. La estructura de tallos y de nuevos brotes se diferencia perfectamente, así como el contorno de los pétalos, a pesar de la baja densidad y grosor.
- *Flores 2: jacinto (figura 8.4)*. Se ha reducido el kilovoltaje del tubo a 40 kV para aumentar el contraste. Es posible observar en detalle las campanulas de baja densidad.

En ninguna de las imágenes radiográficas aparecen artefactos claramente visibles.

### 8.1.2. Imágenes tomográficas.

En la tabla 8.2 se describen las condiciones de adquisición de las imágenes tomográficas obtenidas para objetos de bajo contraste.

<i>Objeto</i>	Adquisición		Geometría			
	<i>kV, mA</i>	<i>Filtros</i>	<i>M</i>	<i>Z (mm)</i>	<i>Proy.</i>	<i>Tamaño</i>
Rata (figura 8.5)	50, 2	No	3	1	900	3.2 cm diámetro
Clic (figura 8.6)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	1	900	3 cm x 7 cm
Bloque PMMA (figura 8.7)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	1	900	5 cm x 5 cm

**Tabla 8.2:** Condiciones de adquisición de imágenes tomográficas de objetos de bajo contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación  $M$ , la separación vertical entre cortes ( $Z$ , en mm), el número de proyecciones de cada corte ( $Proy.$ ) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( $Tamaño$ ).

#### Observaciones.

- *Rata (figura 8.5)*. Se observan detalles anatómicos submilimétricos: estructura ósea (cráneo, cola) y tejidos blandos (intestino). Aparecen artefactos suaves en forma de anillos concéntricos producidos por ruido.
- *Muñeco de plástico, clic (figura 8.6)*. Los cortes obtenidos permiten visualizar la estructura del objeto y las piezas que lo componen. No se aprecian artefactos.
- *Maniquí de PMMA (figura 8.7)*. Se visualizan perfectamente los taladros (contraste PMMA - aire) del maniquí. El diámetro del menor agujero visualizado es de 0.55 mm. Aparecen artefactos suaves (anillos concéntricos) producidos por ruido.

## 8.2. Inspección de objetos con alto contraste.

Para valorar la resolución de alto contraste del sistema se han adquirido imágenes radiográficas y tomográficas de objetos de material de baja densidad que presentan algunos elementos de alta densidad. Los ejemplos mostrados son: un casco de moto, una tarjeta de circuito impreso con componentes y dos peluches, uno con mecanismos y otro con un cascabel.

### 8.2.1. Radiografías.

En la tabla 8.3 se describen las condiciones de adquisición de las imágenes radiográficas obtenidas para objetos con zonas de alto contraste.

<i>Objeto</i>	Adquisición		Geometría		
	<i>kV, mA</i>	<i>Filtros</i>	<i>M</i>	<i>Paso</i>	<i>Tamaño</i>
Casco de moto (figura 8.8)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	1.3	0.25 mm	35 cm x 25 cm
Tarjeta electrónica (figura 8.9)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	0.1 mm	11 cm x 11 cm
Peluche con mecanismo (fig. 8.10)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	2	0.25 mm	11 cm x 25 cm

**Tabla 8.3:** Condiciones de adquisición de imágenes radiográficas de objetos de alto contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación  $M$ , el paso de barrido vertical ( $paso$ , en mm) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( $Tamaño$ ).

#### Observaciones.

- *Casco de moto (figura 8.8)*. El campo de visión del sistema no cubre el tamaño del objeto; en el extremo de la derecha se observan artefactos de ruido que corresponden a los canales externos del detector sin incidencia de haz. Los detalles metálicos se observan sin artefactos.
- *Tarjeta electrónica (figura 8.9)*. Se aprecian detalles submilimétricos. A pesar del solapamiento del encapsulado metálico de la FPGA, es posible distinguir los puntos de bondeado de 0.54 mm de diámetro (equivalente a 2 píxeles) y algunos detalles menores como las pistas de rutado (0.28 mm).
- *Peluche con mecanismo (figura 8.10)*. A pesar de la gran diferencia de densidad entre los materiales (trapo, espuma, cables y pilas), es posible apreciar detalles como el cableado de los dispositivos y mecanismos internos. Esto ilustra el amplio rango dinámico del sistema.

### 8.2.2. Imágenes tomográficas.

En la tabla 8.4 se describen las condiciones de adquisición de las imágenes tomográficas obtenidas de los objetos con detalles de alto contraste.

#### Observaciones.

- *Casco de moto (figura 8.11)*. El campo de visión del sistema no permite cubrir todo el tamaño del objeto. La estructura interior de espuma se visualiza ajus-

<i>Objeto</i>	Adquisición		Geometría			
	<i>kV, mA</i>	<i>Filtros</i>	<i>M</i>	<i>Z</i>	<i>Proy.</i>	<i>Tamaño</i>
Casco de moto (figura 8.8)	50, 2	0.1 mm Cu salida de haz	1.3	2.5 mm	360	35 cm x 25 cm
Peluche con cascabel (fig. 8.12)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	2	1 mm	900	3 cm diám. (cascabel)

**Tabla 8.4:** Condiciones de adquisición de imágenes tomográficas de objetos de alto contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación  $M$ , la separación vertical entre cortes ( $Z$ , en mm), el número de proyecciones de cada corte ( $Proy.$ ) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( $Tamaño$ ).

tando el contraste en la imagen. Aparecen artefactos de líneas asociados a los detalles metálicos, por ruido cuántico.

- *Peluche con cascabel (figura 8.12)*. La zona metálica del cascabel aparece sin artefactos visibles. El contorno de espuma se visualiza mediante un ajuste de contraste en la imagen, que realza por otro lado los artefactos de líneas de borde.

### 8.3. Inspección de objetos metálicos.

Finalmente, se ha analizado la funcionalidad del tomógrafo para su aplicación industrial en control de calidad. Para ello se han adquirido imágenes radiográficas y tomográficas de 5 probetas de soldadura de 2 chapas de aluminio, de 3 y 4 mm de espesor. Las probetas, proporcionadas por el Centro Tecnológico AIMEN, han sido previamente radiografiadas mediante placa convencional, a una energía de 50 kV y 10 mA, según el procedimiento UNE-EN 1435.

Las muestras incumplen el estándar UNE-EN ISO 30042, y poseen los defectos de soldadura descritos en la tabla 8.5.

<i>Número de prueba</i>	<i>Tipo de defecto</i>
1	Falta de penetración, porosidad agrupada
2	Porosidad alineada
3	Falta de penetración
4	Falta de fusión, porosidad agrupada
5	Falta de penetración

**Tabla 8.5:** Defectos en las probetas de soldadura analizadas mediante radiografía de placa.

Los defectos de porosidades se ven claramente en las radiografías, con los poros distribuidos a lo largo del cordón de la soldadura (figura 8.13 superior). En cuanto a la falta de penetración o fusión, ésta se observa como una separación entre las planchas soldadas, visible como una línea más oscura (sin material) en el cordón (figura 8.13 inferior).

### 8.3.1. Radiografías.

<i>Objeto</i>	Adquisición		Geometría		
	<i>kV, mA</i>	<i>Filtros</i>	<i>M</i>	<i>Paso</i>	<i>Tamaño</i>
Probetas 2,4 (figura 8.14)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	0.1 mm	10 cm x 20 cm
Probeta 3 (figura 8.15)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	0.1 mm	10 cm x 20 cm

**Tabla 8.6:** Condiciones de adquisición de imágenes radiográficas de probetas de soldadura. Se especifican el potencial y la corriente del tubo (*kV, mA*), el factor de magnificación *M*, el paso de barrido vertical (*paso*, en mm) y el tamaño real de los objetos en la imagen (*Tamaño*).

#### Observaciones.

- *Poros.* Las imágenes radiográficas permiten distinguir perfectamente las porosidades en los cordones de soldadura de las probetas 2 y 4 (figura 8.14).
- *Falta de penetración y fusión.* La falta de fusión y penetración no es visible en todos los casos. Estos defectos se visualizan como líneas del orden de 0.1 - 0.2 mm de grosor, y son complicadas de observar; la resolución del sistema no es suficiente. A máxima magnificación, el tamaño de píxel es de 0.28 mm.

En la imagen radiográfica de la probeta 3 (figura 8.15) sí se aprecia una línea de separación, que corresponde a la zona recuadrada en la figura 8.13.

### 8.3.2. Imágenes tomográficas.

<i>Objeto</i>	Adquisición		Geometría			
	<i>kV, mA</i>	<i>Filtros</i>	<i>M</i>	<i>Z</i>	<i>Proy.</i>	<i>Tamaño</i>
Probeta 2 (figura 8.16,8.17)	50, 2	0.1 mm Cu salida haz	3	1 mm	900	10 cm x 20 cm

**Tabla 8.7:** Cortes tomográficos de soldaduras.

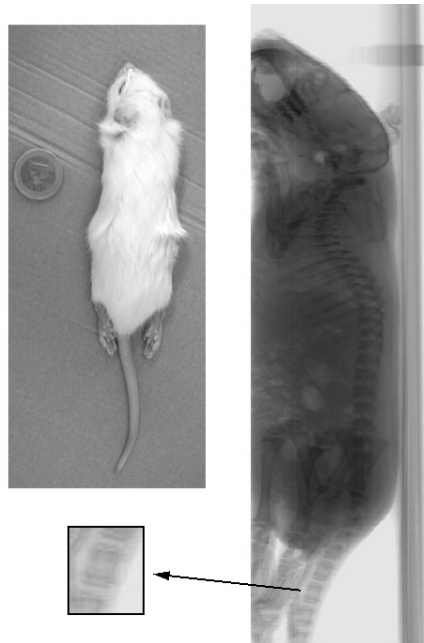
#### Observaciones.

- *Poros.* Es posible apreciar y localizar poros de diámetro submilimétrico en los distintos cortes TAC y en la imagen planar reconstruida a partir de estos cortes (figuras 8.16, 8.17). Aparecen artefactos importantes de *beam hardening*: disminución de intensidad en la zona central de la imagen.

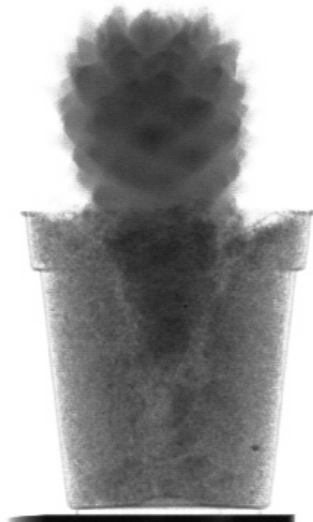
## 8.4. Conclusiones.

Las imágenes mostradas en los apartados anteriores permiten concluir que el sistema tomográfico desarrollado es una herramienta útil para la visualización radiográfica y tomográfica de objetos de baja densidad, debido a la fuente de baja energía. En cuanto a objetos con altos gradientes de densidad es igualmente útil, si bien en tomografía aparece algún artefacto importante en el que la señal se sale de rango (como se estudió en un capítulo anterior); una modificación del rango numérico en su visualización minimiza el efecto aunque puede afectar a la detección de detalles.

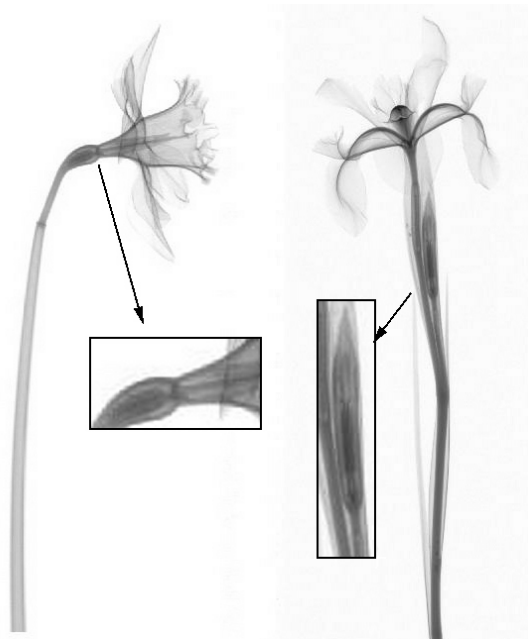
En cuanto al ejemplo específico de soldaduras, la utilidad de los cortes tomográficos en el control de calidad de soldaduras es la caracterización detallada de defectos de porosidades, al ser capaces de detallar su tamaño y distribución.



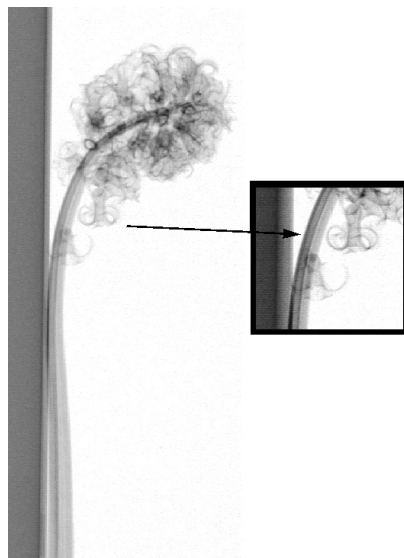
**Figura 8.1:** Radiografía y foto de la rata; se observan detalles como los huesos e intestinos.



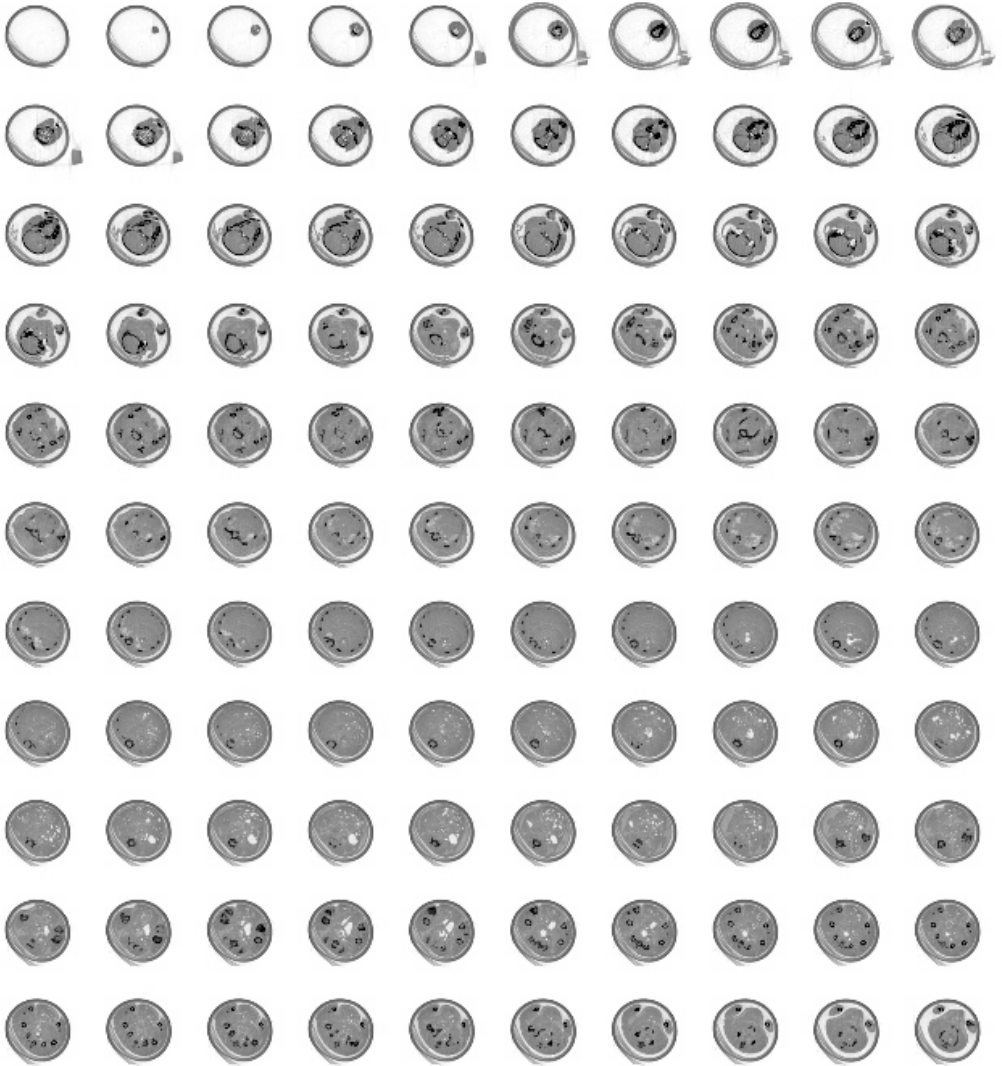
**Figura 8.2:** Imagen del cactus, en el que se observa perfectamente la raíz enterrada (3 cm de largo).



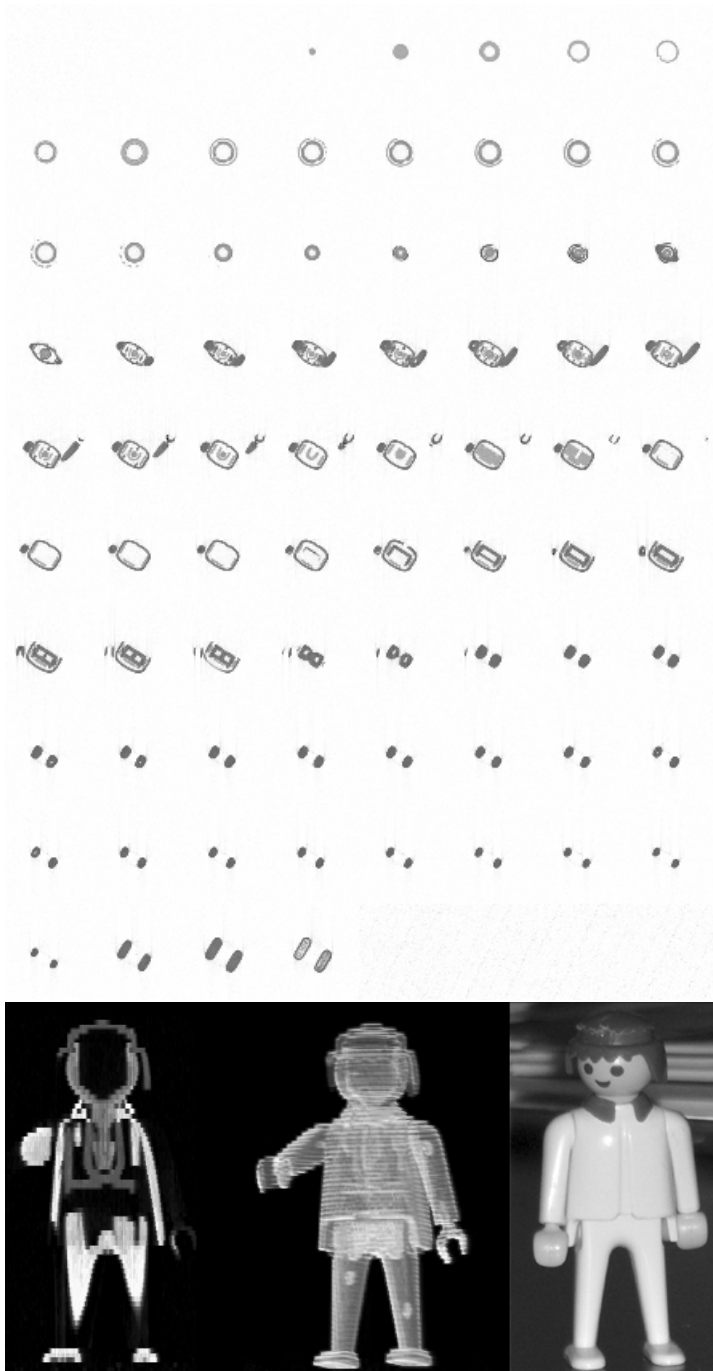
**Figura 8.3:** Radiografías de flores: narciso y lirio. Las hojas se ven de forma tenue (baja densidad), mientras que los detalles del tallo se observan con precisión.



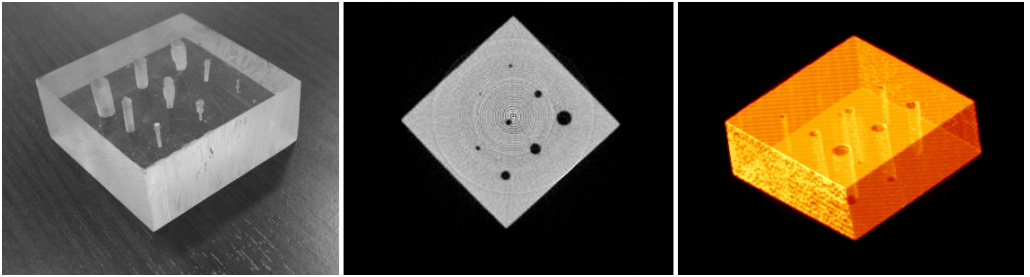
**Figura 8.4:** Radiografía de un jacinto, con el detalle de una de sus campánulas. La energía del haz ha sido menor, para visualizar las hojas menos densas.



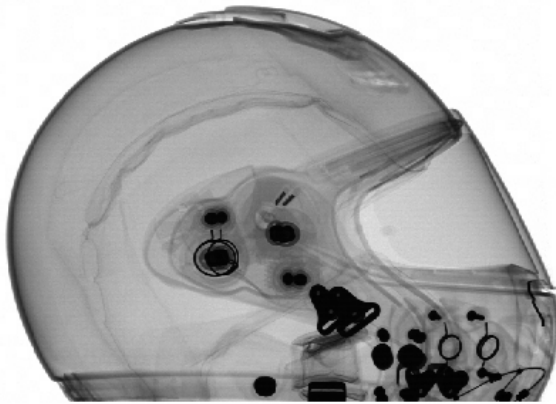
**Figura 8.5:** Cortes tomográficos de una rata (900 proyecciones por corte), a magnificación 3 y con separación entre cortes de 1 mm. La circunferencia exterior en los cortes se debe a la brida de sujeción para sostener la rata en un cilindro de plástico. Se observan perfectamente los distintos detalles anatómicos.



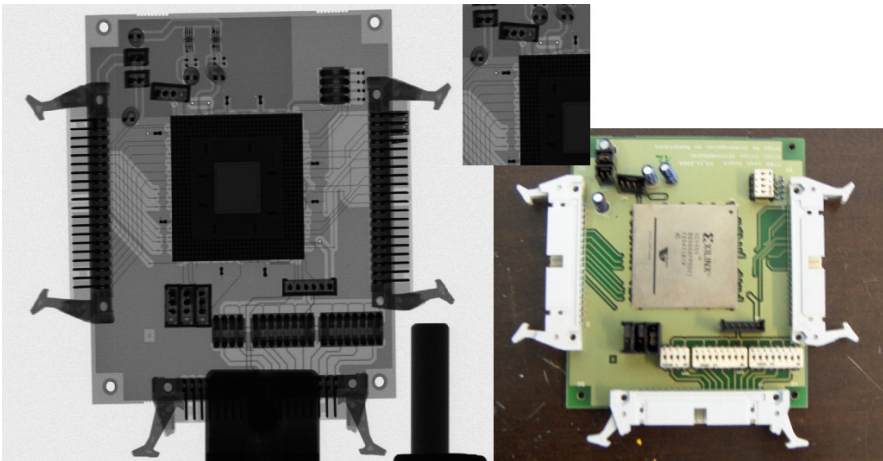
**Figura 8.6:** Cortes tomográficos y *rendering* 3D de un clic de plástico. La figura inferior izquierda corresponde a un perfil frontal reconstruido a partir de los cortes tomográficos en dos dimensiones.



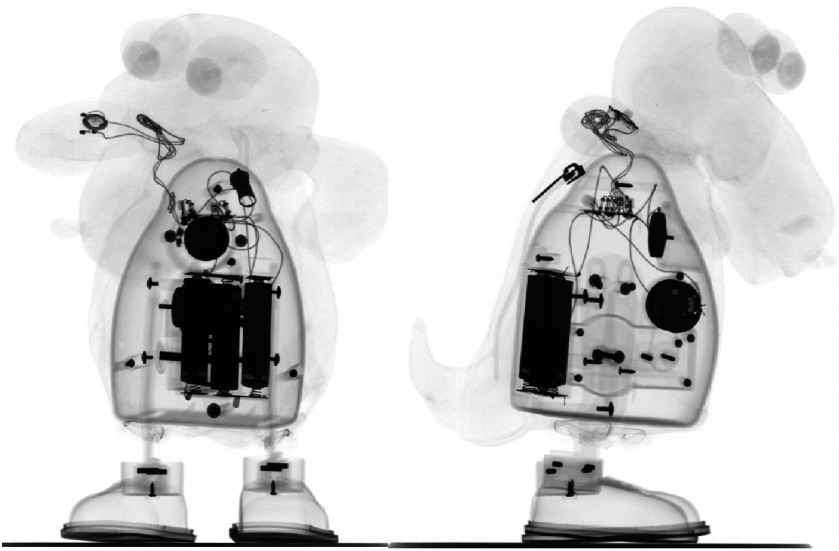
**Figura 8.7:** Bloque de PMMA con taladros de diferentes diámetros (descrito previamente en otras secciones de esta tesis), corte tomográfico y *rendering* 3D.



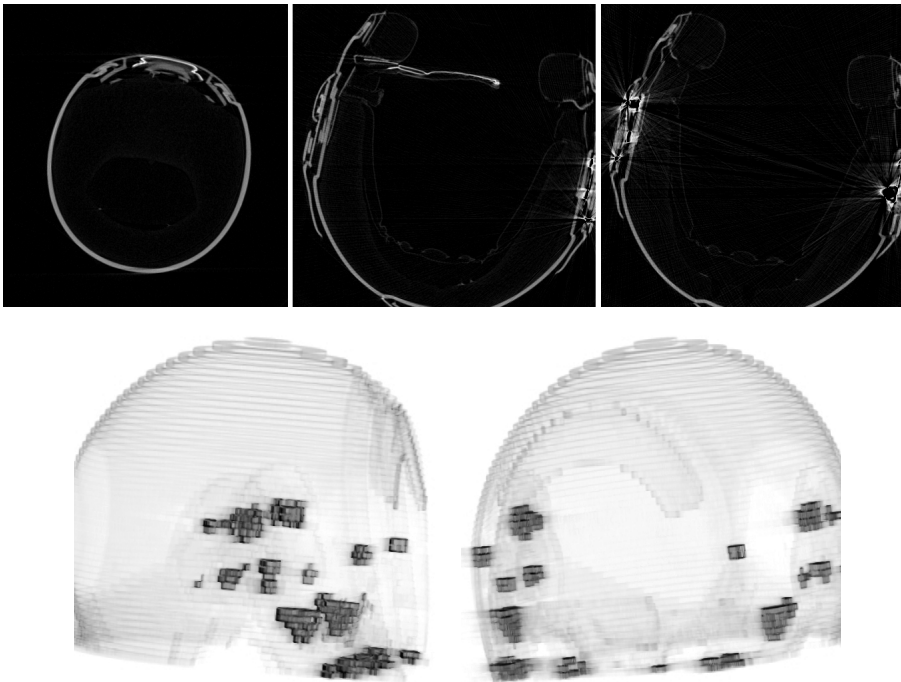
**Figura 8.8:** Radiografía de un casco de moto.



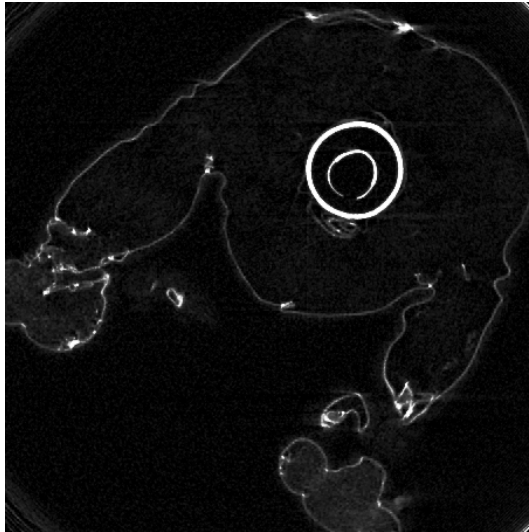
**Figura 8.9:** Tarjeta de circuito impreso con una FPGA con encapsulado BGA. En el detalle se observan los puntos de bondeado de tamaño submilimétrico.



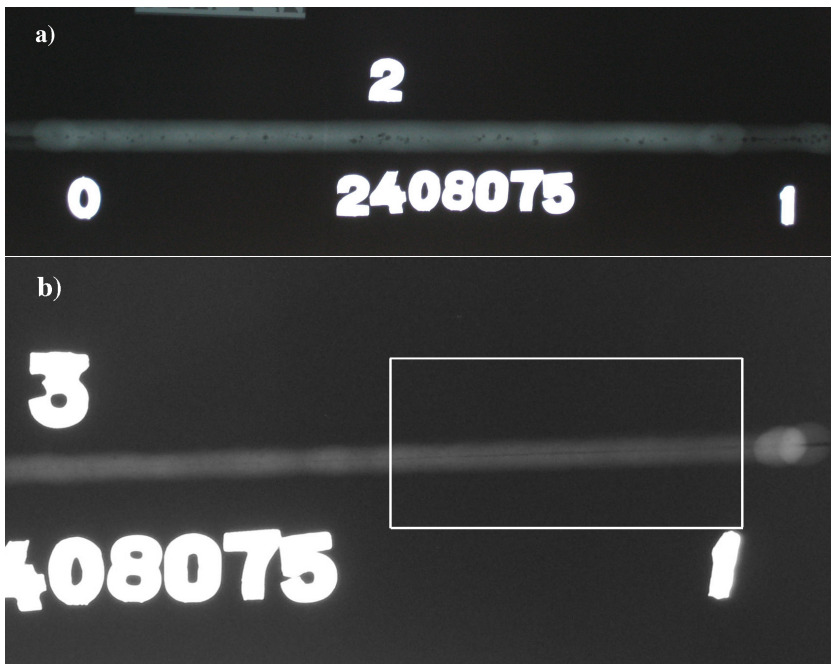
**Figura 8.10:** Radiografías de un peluche con mecanismo de movimiento en su interior. En la parte superior se distingue el pulsador de movimiento.



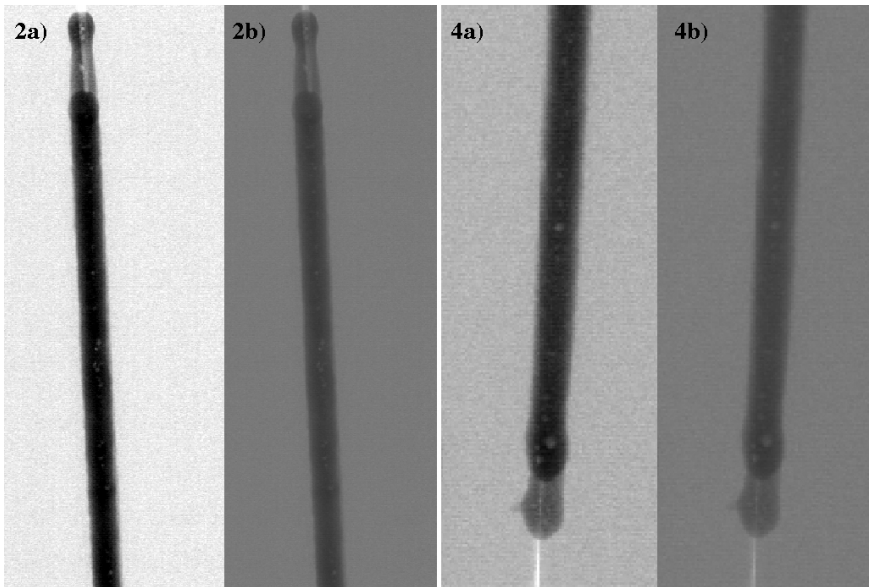
**Figura 8.11:** Cortes tomográficos y *rendering* 3D de un casco de moto. Las líneas radiales que se visualizan son artefactos metálicos debidos a ruido.



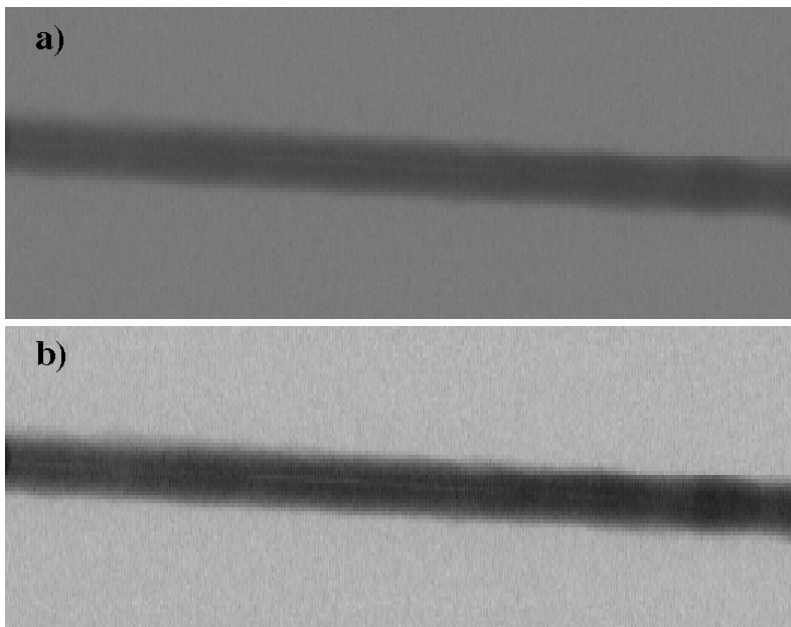
**Figura 8.12:** Corte de un peluche con un cascabel en el interior. El ajuste de contraste para distinguir la espuma realza los artefactos de líneas de borde.



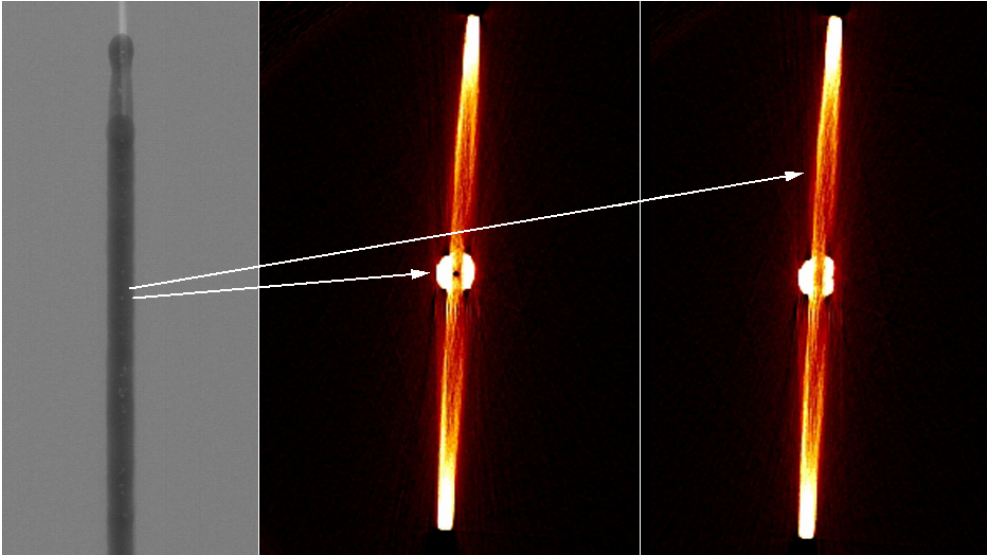
**Figura 8.13:** Radiografías de placa convencional de las probetas de soldadura números 2 y 3. En la primera (a) se observan las porosidades alineadas, mientras que en la segunda (b) se distingue una línea de separación (zona derecha) por falta de penetración en el cordón de soldadura. La zona recuadrada corresponde a la región radiografiada con el tomógrafo que se muestra en la figura 8.15.



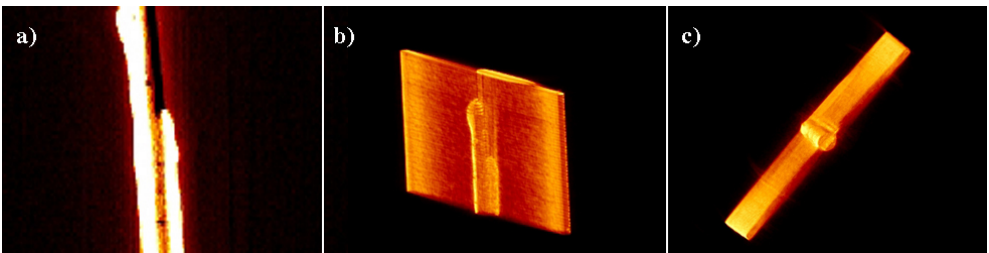
**Figura 8.14:** Probetas números 2 y 4, radiografiadas con paso vertical 0.25 mm y  $M=3$ . Las porosidades se observan perfectamente en ambas, siendo más visibles al aumentar el contraste en la imagen (2a), (4a). El calibrado del tamaño de píxel a mm permite medir el diámetro de las porosidades ( $< 1.4$  mm; tamaño de la mayor porosidad, de la probeta 4).



**Figura 8.15:** Probeta número 3 radiografiada con el tomógrafo (a) y con ajuste de contraste (b). Se distingue perfectamente la línea por falta de penetración en el cordón de soldadura.



**Figura 8.16:** Imágenes de inspección de la probeta de soldadura 2: imagen radiográfica y cortes a distintas alturas, en los que se observa la aparición de porosidades.



**Figura 8.17:** Imágenes de inspección de la parte superior de la probeta de soldadura 2. (a) Vista lateral reconstruida a partir de los cortes (se aprecian las porosidades), (b),(c) *rendering* 3D.

## Capítulo 9

# Conclusiones.

El trabajo presentado en esta tesis se refiere al desarrollo de un sistema de tomografía axial computarizada para aplicaciones en el campo de los ensayos no destructivos. Las principales conclusiones obtenidas son:

- Se ha demostrado la viabilidad de desarrollo de un sistema de tomografía computarizada industrial a partir de la integración de sistemas comerciales de generación y detección de rayos X, de adquisición y procesado de señales y de sistemas de posicionamiento de control industrial.
- Se han adquirido los conocimientos y técnicas necesarias para la puesta en marcha, caracterización y optimización de una herramienta como es un sistema de tomografía.
- El análisis y comprensión de los principios físicos de funcionamiento (generación, atenuación, dispersión y detección de rayos X), de las principales características de funcionamiento del sistema y de sus principales componentes (algoritmos de reconstrucción, resolución espacial, eficiencia, SNR...) ha permitido obtener una definición detallada de sus capacidades y limitaciones.
- La caracterización detallada de la resolución espacial del sistema y su dependencia con los componentes y configuración del mismo permite realizar una selección de parámetros de funcionamiento (espectro e intensidad de haz, zona de inspección y magnificación, tamaño y número de cortes o paso, número de proyecciones, tipo de muestreo, corrección y preprocesado, etc) optimizada al tipo de estudio a realizar. A mayores, se ha aumentado la resolución espacial mediante un sobremuestreo con un desplazamiento del detector menor que el tamaño de pitch.
- Los esfuerzos realizados se han centrado en actividades de optimización en la captura y preprocesado de datos (de acuerdo con la idea de que ningún algoritmo

de procesado puede encontrar estructuras no contenidas en los datos adquiridos), empleando métodos y algoritmos de reconstrucción básicos, por lo que existe un margen para potenciales mejoras en la calidad de imagen mediante optimización en la reconstrucción y procesado.

- Se han determinado y caracterizado los principales efectos de degradación de imagen que determinan la calidad de la misma en el sistema. Asimismo, se han abordado y definido posibles soluciones o estrategias de mejora como la reducción de artefactos de endurecimiento de haz mediante linealización de datos.
- Se ha realizado una caracterización y evaluación detallada de la respuesta de distintos tipos de matrices de sensores, que permite su selección adecuada a cada tipo de aplicación.
- Se ha mostrado la capacidad del sistema desarrollado para llevar a cabo estudios de END de configuración flexible: en términos de inspección (radiografía y TAC), tamaño y tipo de objeto (orgánicos, plásticos y metálicos) o de detalle a detectar.
- Se ha demostrado la capacidad del sistema de generar imágenes radiográficas y tomográficas con resolución submilimétrica (del orden de 0.5 mm) de objetos de tamaño medio (hasta 30 cm de diámetro).
- Los estudios experimentales realizados con diferentes muestras han permitido evaluar la utilidad del sistema de tomografía desarrollado como herramienta útil para la visualización radiográfica y tomográfica de objetos de baja densidad, así como las limitaciones del mismo para la inspección de objetos metálicos, determinadas fundamentalmente por el tipo de fuente de rayos X (tubo de 50 kV, con espectro de baja energía) empleada.

Además, los resultados de este trabajo poseen una importancia estratégica, como plataforma de desarrollo de nuevos sistemas, de introducción de potenciales mejoras (especialmente en la línea de procesado de imagen) y como herramienta de formación de personal operario de este tipo de END.

Parte V

Apéndices



## Apéndice A

# Controlador PID: conexiones y programas.

En este apéndice se muestran, en primer lugar, los códigos del controlador PID programados en CNC. Por otro lado, se incluyen los esquemas de conexiones del controlador de las bancadas mecánicas MiniVision, así como los parámetros más importantes de funcionamiento de los ejes. Entre éstos, el factor de codificador, los parámetros del lazo PID, parámetros de velocidad y de posicionamiento.

### A.1. Programas CNC.

En primer lugar está el programa con el control de movimiento para los programas individuales de adquisición del tomógrafo.

```
pos_inicial=>v10      Variables definidas en el programa LabVIEW, vi.
pos_final=>v11
paso=>v12
sensor=>o0
pos_corte=>v14
angulo=>v15
paso_ang=>v16
contador=>w11
longitud=>v17
tdelay=>v20
porcentaje=>v21
p360=>v22
fin=>o1
```

PROGRAM radiografia      *Modo de adquisición: radiografía.*

VEL X=8      *Parámetros de movimiento.*

VEL Y=30

VEL Z=30

ACC X=10

ACC Y=100

ACC Z=100

SQ X=0.00

MR X=angulo

INCR X

GEAR Z=Y

MR Y=pos\_inicial

ABS Y

VEL Y=porcentaje

DELAY 0.5

MOVR Y=pos\_final      *Bucle de recorrido*

WHILE Y<=pos\_final-0.1

v31=info 34 Y

V32=abs((v31/paso)-int(v31/paso))

IF v32<=0.05      *Posición correcta de la bancada para adquisición*

sensor=0      *Señal de trigger activada*

ELSE

sensor=1      *Señal de trigger desactivada*

ENDIF

WEND

sensor=1

fin=0

WAIT i2      *Señal de fin de volcado de datos.*

fin=1

ENDPR

;  
-----  
PROGRAM corte      *Modo de adquisición: corte.*

VEL Y=30

VEL Z=30

ACC X=100

ACC Y=50  
ACC Z=50

GEAR Z=Y  
MR Y=pos\_corte  
ABS Y

SQ X=0.00  
VEL X=porcentaje

DELAY 0.5  
ABS X  
MOVR X=360  
WHILE X<=359.9  
v31=info 34 X  
v32=abs((v31/paso\_ang)-int(v31/paso\_ang))  
IF v32<=0.05  
sensor=0  
ELSE  
sensor=1  
ENDIF  
WEND

fin=0  
WAIT i2  
fin=1

ENDPR

;-----  
PROGRAM TAC      *Modo de adquisición: TAC.*

VEL Y=30  
VEL Z=30  
ACC X=100  
ACC Y=50  
ACC Z=50

GEAR Z=Y  
MR Y=pos\_inicial  
ABS Y

VEL X=porcentaje  
ABS X

```

WHILE Y<=pos_final
INCR Y
MR Y=paso
SQ X=0.00
ABS X
DELAY 0.05
MOVR X=360
WHILE X<=359.9
v31=info 34 X
v32=abs((v31/paso_ang)-int(v31/paso_ang))
IF v32<=0.05
sensor=0
ELSE
sensor=1
ENDIF
WEND
sensor=1
fin=0
DELAY 0.05
WAIT i2
fin=1
DELAY 0.5

WEND

ENDPR

```

```

;-----
PROGRAM RAD_CALIBR      Adquisición de una radiografía para posicionamiento.

```

```

VEL X=80
VEL Y=30
VEL Z=30
ACC X=50
ACC Y=70
ACC Z=70

SQ X=0.00

GEAR Z=Y
MR Y=0
ABS Y

```

```

VEL Y=12      Equivale a paso vertical = 1 mm

```

DELAY 0.05

```
MOVR Y=pos_final
WHILE Y<=pos_final
v31=info 34 Y
V32=abs((v31)-int(v31))
IF v32<=0.05
sensor=0
ELSE
sensor=1
ENDIF
WEND
sensor=1
```

```
fin=0
delay 0.05
fin=1
```

ENDPR

```
;-----
PROGRAM CALIBR      Programa de calibración.
```

```
VEL Y=30
VEL Z=30
ACC Y=70
ACC Z=70
```

```
GEAR Z=Y
MR Y=10      Posición bancadas verticales para calibración.
ABS Y
```

ENDPR

El siguiente programa es el código utilizado para el programa en LabVIEW de movimiento de ejes (búsqueda y marcaje de cero, movimiento de ejes).

```
desplazamiento=>v11      Variables definidas en el programa LabVIEW, vi.  
angulo=>v12  
tdelay=>v20  
paso=>v19
```

```
PROGRAM EJEY_MV      Movimiento eje Y.
```

```
VEL Y=40
```

```
ACC Y=40
```

```
INCR Y
```

```
MR Y=desplazamiento
```

```
ENDPR
```

```
;-----
```

```
PROGRAM EJEY_BZ      Buscar cero eje Y.
```

```
VEL Y=40
```

```
ACC Y=40
```

```
ZERO Y
```

```
SQ Y=0.000
```

```
ENDPR
```

```
;-----
```

```
PROGRAM EJEY_MZ      Marcar cero eje Y.
```

```
VEL Y=40
```

```
ACC Y=40
```

```
SQ Y=0.000
```

```
ENDPR
```

```
;-----
```

```
PROGRAM EJEZ_MV      Movimiento eje Z.
```

```
VEL Z=40
```

```
ACC Z=40
```

```
INCR Z
```

```
MR Z=desplazamiento
```

```
ENDPR
```

```
;-----
```

```
PROGRAM EJEZ_BZ      Buscar cero eje Z.
```

```
VEL Z=40
```

```
ACC Z=40
```

```
ZERO Z
```

```
SQ Z=0.000
```

```
ENDPR  
;-----
```

```
PROGRAM EJEZ_MZ      Marcar cero eje Z.  
VEL Z=40  
ACC Z=40  
SQ Z=0.000  
ENDPR  
;-----
```

```
PROGRAM EJEX_MV      Movimiento eje X (rotatoria).  
VEL X=25  
ACC X=25  
MR X=angulo  
INCR X  
ENDPR  
;-----
```

```
PROGRAM EJEX_MZ      Marcar cero eje X.  
VEL X=20  
ACC X=20  
SQ X=0.000  
ENDPR  
;-----
```

```
PROGRAM VALOR_EJES   Posiciones de los ejes.  
  
v30=info 34 X  
v31=info 34 Y  
v32=info 34 Z  
ENDPR
```

## A.2. Parámetros y conexiones.

Las siguientes tablas especifican los parámetros del lazo de control y de movimiento para los ejes del sistema de bancadas.

<i>Parámetro</i>	<i>Valor</i>
Factor de codificador (g)	0.00620670
KPP, cte proporcional de posición	70
KPM, cte proporcional de movimiento	70
KI, cte integral	2
KD, cte derivativa	450
IL, límite integral	1000
DSR, tasa de muestreo derivativa	0
Velocidad máxima (g/s)	200.0
Velocidad retorno (g/s)	200.0
Velocidad de muesca (g/s)	10.0
Aceleración máxima	2000
Aceleración de cero	1000
Máximo error de posicionamiento (g)	0.5
Posición mínima	-100
Posición máxima	100000
Error de movimiento concluido (g)	0.05

**Tabla A.1:** Parámetros del eje X (bancada rotatoria). *g* se refiere a grados angulares.

<i>Parámetro</i>	<i>Valor</i>
Factor de codificador (mm)	0.000625
KPP, cte proporcional de posición	70
KPM, cte proporcional de movimiento	70
KI, cte integral	1
KD, cte derivativa	450
IL, límite integral	1000
DSR, tasa de muestreo derivativa	0
Velocidad máxima (mm/s)	80.0
Velocidad retorno (mm/s)	20.0
Velocidad de muesca (mm/s)	5.0
Aceleración máxima (mm/s <sup>2</sup> )	1200
Aceleración de cero	200
Máximo error de posicionamiento (mm)	0.1
Posición mínima (mm)	-5.0
Posición máxima (mm)	465.0
Error de movimiento concluido (mm)	0.01

**Tabla A.2:** Parámetros de los ejes Y, Z (bancadas lineales, presentan los mismos valores).

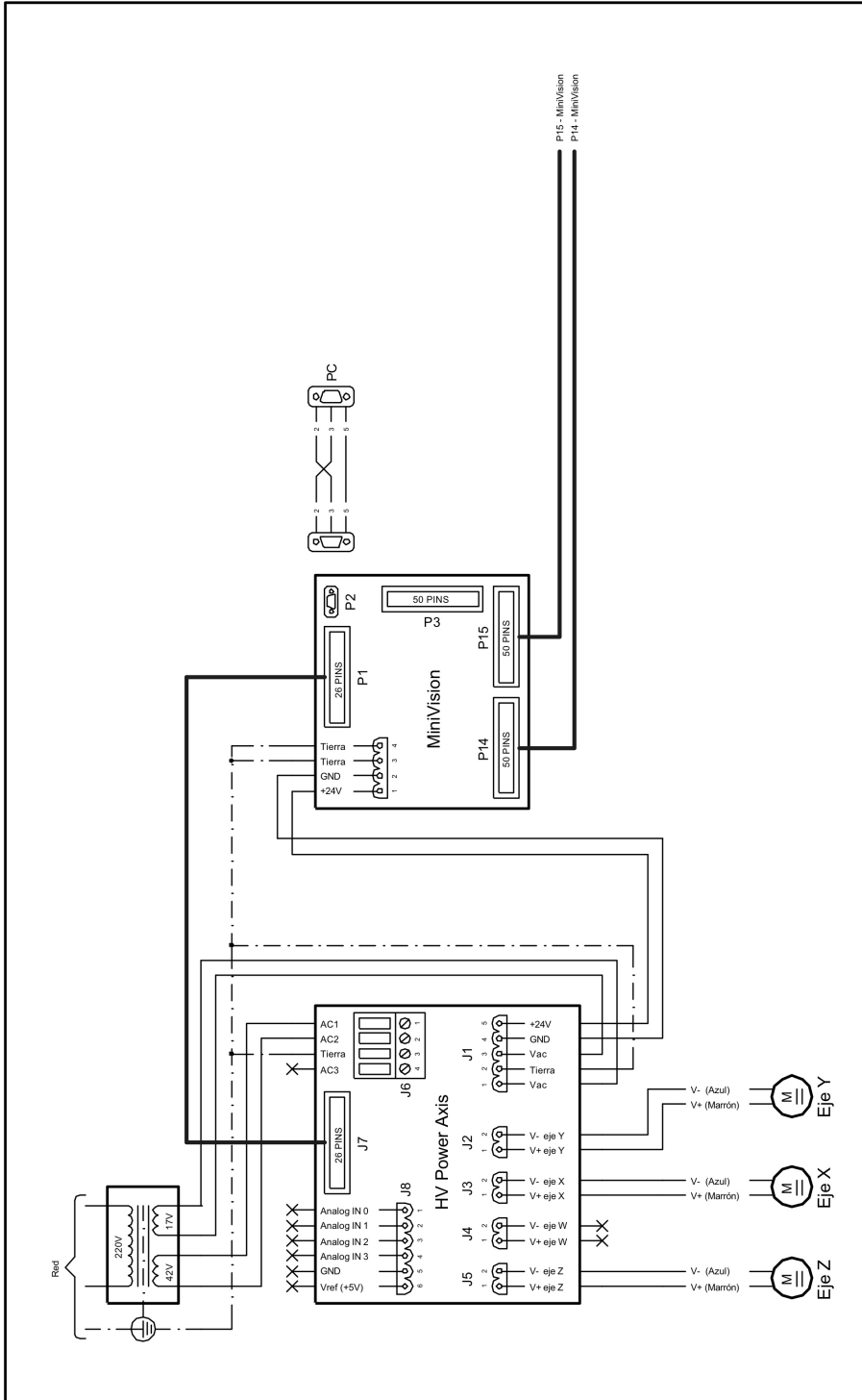


Figura A.1: Esquema de la alimentación de las bancadas y el módulo MINIVISION.

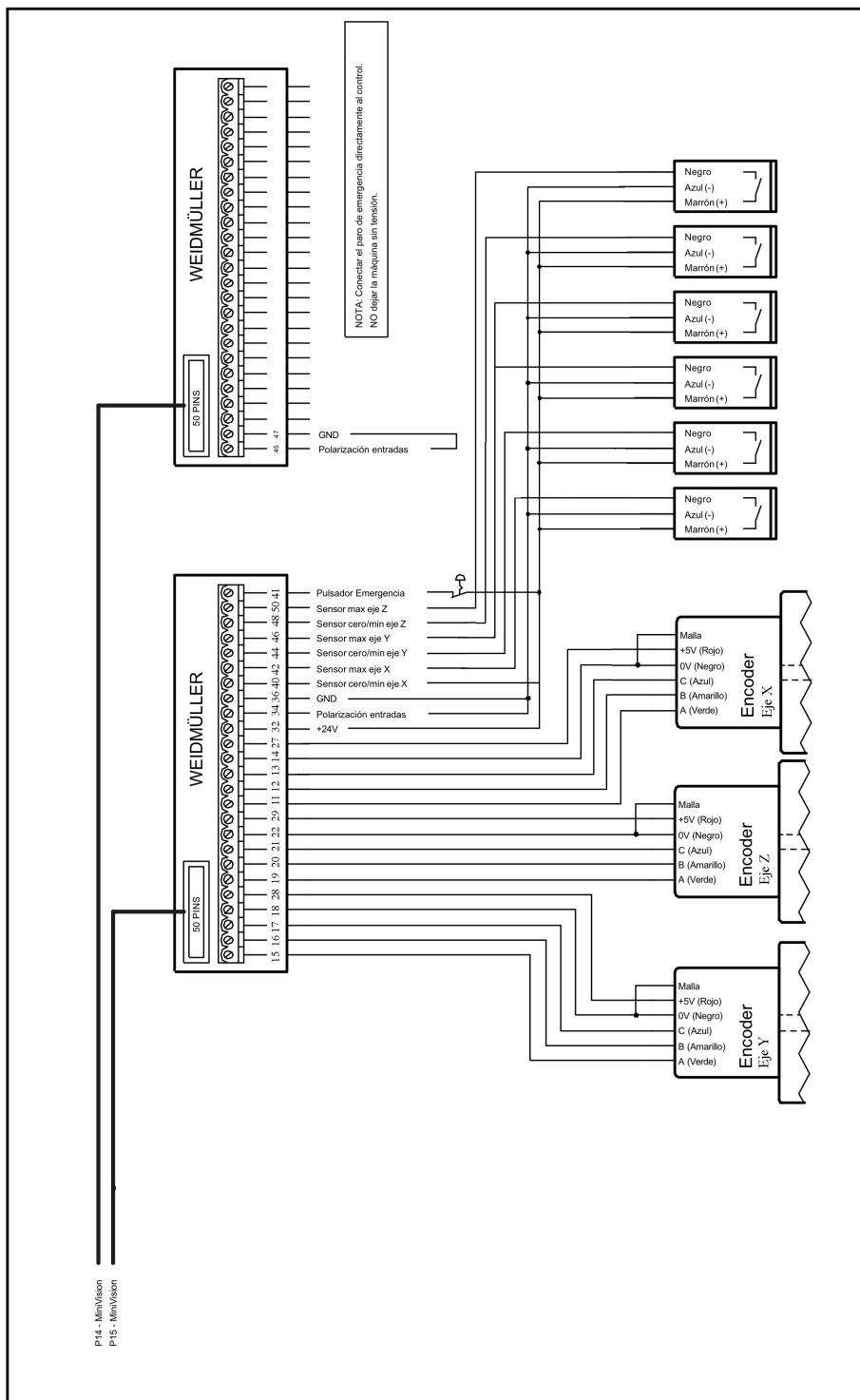


Figura A.2: Esquema de los módulos P14 y P15 de entradas y salidas del controlador PID.

## Apéndice B

# Comunicaciones serie: Módulo MiniVision, tarjeta XDAS.

### B.1. Módulo MiniVision.

El módulo MiniVision es el programa de control de las bancadas. La comunicación con este módulo es por conexión serie (RS485) a través del ordenador, siguiendo un protocolo propio del módulo [40].

De forma esquemática, el MiniVision recibe una línea de comandos, que ha de seguir una estructura predeterminada. De aquí enviará una respuesta y, si el comando es correcto, realiza la acción. En caso contrario, según expire el tiempo de espera, responde indicando una operación fallida.

Los comandos o mensaje enviados al MiniVision han de seguir una cierta estructura con varias partes. Esta estructura se divide de forma principal en dos partes, una cabecera y la sección de datos:

(STX + STATION + DATA\_LEN+HEADER\_CRC) + (DATA\_BLOCK+DATA\_CRC)

Individualmente:

- STX. 02 en código hexadecimal.
- STATION. Identifica el número del dispositivo MiniVision que se comunica con el ordenador vía serie.
- DATA\_LEN. Longitud del siguiente bloque de datos (DATA\_BLOCK) en bytes.
- HEADER\_CRC. Contiene el *checksum* de la cabecera (1 carácter). Este *checksum* es un XOR de los 3 bytes anteriores: (carácter de espacio) + STATION + DATA\_LEN.

- DATA\_BLOCK. Bloque de datos que sigue la siguiente estructura:  
 $C1+C2+C3$  (3) + nº de estructura (4) + datos de DATA\_LEN (3/4)  
Entre paréntesis está el número de caracteres.
  - C1, C2, C3 son caracteres ASCII que permiten identificar el tipo de comando o respuesta en el mensaje, y siempre aparecen.
  - El número de estructura permite identificar el número relativo a todo el comando.
  - El último dato está presente cuando se requiere.
- DATA\_CRC. Se trata de un único carácter y contiene el *checksum* del bloque de datos, calculado como su XOR.

El tipo de comandos responde a distintos grupos. Pueden ser comandos de requerimiento al MiniVision, de ejecución, de escritura y transmisión, de recepción de variables, recepción y activación/desactivación de bits o recepción de diversos elementos del controlador.

A continuación se especifican los distintos comandos utilizados en el software de adquisición:

1. 

stx	station	dimension	checksum	T	C	-	checksum
-----	---------	-----------	----------	---	---	---	----------

Comando para que el MiniVision abra la sesión de transmisión del programa CNC.

2. 

stx	st	dim	chk	E	C	-	<i>n m r g</i>	dat 1	dat 2	dat n	chk
-----	----	-----	-----	---	---	---	----------------	-------	-------	-------	-----

Transmisión del editor CNC, donde los datos se refieren al programa (caracteres en ASCII).

3. 

stx	st	dim	chk head	C	C	-P	<i>n a m e</i>	chk body
-----	----	-----	----------	---	---	----	----------------	----------

Ejecución de un programa CNC, donde los caracteres en ASCII *n a m e* son el nombre del programa.

4. 

stx	st	dim	chk	J	V	W	<i>b b b b</i>	<i>v v v v v v v v v v</i>	chk
-----	----	-----	-----	---	---	---	----------------	----------------------------	-----

Transmisión de una variable al MiniVision, donde *b* es el número de la variable y *v* su valor.

5. 

stx	st	dim	chk	K	X	S	chk
-----	----	-----	-----	---	---	---	-----

Recepción de variables de estado (un bit S).

6. 

stx	st	dim	chk	C	S	-	chk
-----	----	-----	-----	---	---	---	-----

Suspensión de la ejecución de un programa CNC: el MiniVision queda en espera del próximo comando.

7. 

stx	st	dim	chk	C	K	-	chk
-----	----	-----	-----	---	---	---	-----

Suspensión definitiva de la ejecución del programa CNC.

## B.2. Tarjeta XDAS.

Las señales de control para la tarjeta de adquisición XDAS-21 se transmiten por una interfaz serie RS485, mediante un convertidor RS232 - RS485 a través de un puerto serie estándar RS232. La tarjeta de control presenta una serie de *jumpers* que afectan al protocolo de transferencia de datos. Por ejemplo, el *jumper* H añade una cabecera a los datos si está accionado. La señal de trigger para adquisición de datos puede ser una señal de nivel o de borde, según el *jumper* A.

Los comandos enviados al sistema XDAS siguen el siguiente esquema:

0xC0 Cmd Data

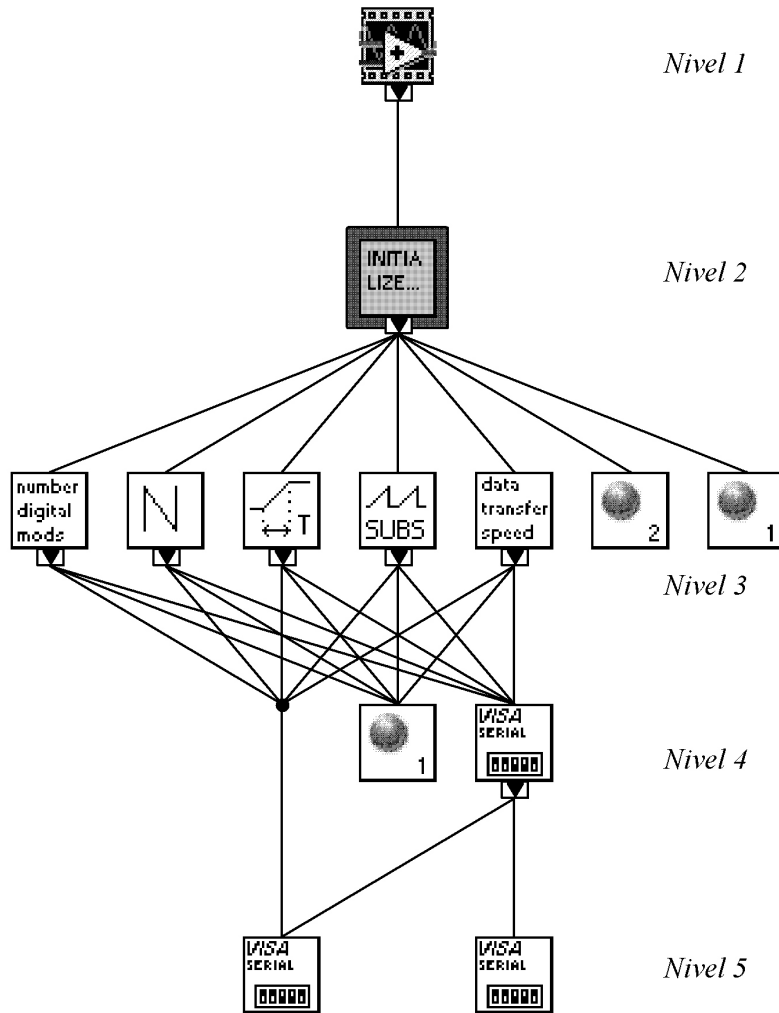
- 0xC0 es el byte con el que empiezan todos los comandos, y 0x se refiere a números hexadecimales. Los parámetros que se pueden enviar son parámetros de un byte, que se envían tal cual, y de 2 bytes, que han de enviarse en mitades, es decir, como 4 bytes separados.
- Cmd es un byte que representa el comando que se envía a la XDAS.
- Data son los parámetros (en caso de haberlo) del byte anterior.

<i>byte</i> Cmd	<i>Función</i>	<i>Tipo de</i> <i>parámetro</i>	<i>Valor para</i> <i>el sistema</i>
0x00	comienzo continuo de scan		
0x01	fin del scan		
0x03	período de integración bloque AB	2 bytes	5000 ( $\times 10^{-5}$ s)
0x08	período de integración bloque CD	2 bytes	5000 ( $\times 10^{-5}$ s)
0x05	número de submuestras	1 byte	0 ( $2^0$ )
0x0B	número de módulos	1 byte	5
0x02	número de módulos digitales	1 byte	1
0x04	velocidad de transferencia de datos	1 byte	1

**Tabla B.1:** Comandos para la tarjeta XDAS y valores utilizados para el sistema de tomografía.

Se ha realizado un programa de inicialización de la tarjeta XDAS con varios de estos comandos, incluidos como un subprograma dentro del programa de LabVIEW. Este programa sigue el esquema de bloques que se muestra en la figura B.1.

En este programa se escriben vía serie los distintos comandos (los valores aparecen en la tabla B.1): número de módulos analógicos, digitales, velocidad de transferencia, tiempo de integración y número de submuestras. Estos dos últimos se definen dentro



**Figura B.1:** Diagrama de bloques del archivo .vi de inicialización de la tarjeta XDAS, subrutina del programa general en LabVIEW.

del programa LabVIEW como variables globales (1 y 2 en el diagrama), debido a que pueden modificarse desde el menú correspondiente.

El diagrama de bloques del archivo de inicialización se divide en los siguientes niveles:

- *Primer nivel.* Programa de adquisición general.

- *Segundo nivel.* Subprograma de inicialización de la tarjeta.
- *Tercer nivel.* Parámetros a especificar (de izquierda a derecha): número de módulos digitales, número de módulos analógicos, tiempo de integración, número de submuestras, velocidad de transferencia de datos. Los dos iconos a continuación son variables globales, que definen el tiempo de integración y el número de submuestras.
- *Cuarto y quinto niveles.* Variable global y puerto de comunicación serie (siguiendo protocolo VISA).



# Summary

This Ph.D. thesis presents the development of a computed tomographic system based on a linear scintillator array for non destructive testing applications. This study is referred to the design and system setup, which is also applied as a digital radiographic system.

The project is originated on the proposal of developing an industrial CT for NDT applications, specified by the USC group GIR and the Technological Center AIMEN. This CT is involved in the Xunta project *Desenvolvemento e posta en marcha dun equipo de tomografía computarizada baseada en matriz lineal de detectores en estado sólido para inspección de compoñentes metálicos* (ref. PGIDIT05DPI00401CT).

In the first part of the thesis, the system development is specified, from the hardware assembly to the control and data acquisition software. The second part includes the tomographic system calibration, along with the reconstruction and visualization of images. Finally, the commissioning of the system is presented, for both the resolution and image artifacts, and a study on the scintillators used in this system.

A more detailed structure of the thesis is presented below:

## *Introduction.*

- **Chapter 1.** This chapter is a theoretical introduction to different concepts related to the thesis topic. This includes matter-radiation interaction and scintillator detectors, along with a computerized tomography summary and a final review of radiographic inspection in the field of non destructive testing.

## *System development.*

- **Chapter 2.** In connection with the tomographic system development, the system is specified, from the radiation source, the detector and mechanical part to the control software and for acquisition in this chapter. This software, developed in LabVIEW, integrates the different elements of the tomograph: the x-ray tube, the stages movement (through the communication with a PID controller) and

the synchronism between the stages movement and the acquisition trigger.

- **Chapter 3.** In this chapter the used reconstruction for the acquisition modes is explained: digital radiography and CT (with the filtered backprojection algorithm). The visualization of images in free software programs is also commented, for the images reconstructed in a well known image format: Analyze SPM.
- **Chapter 4.** The last chapter in the system development describes the commissioning of the CT. It includes both the geometric calibration of the stages and the characterization of the system magnification. The detector signal calibration is also considered (for detector signal offset and different response between adjacent channels). Moreover, the tomograph has been calibrated on Hounsfield units.

### *System commissioning.*

- **Chapter 5.** The third part is the system commissioning. In this first chapter the spatial resolution of the tomographic system is studied with several methods (from the MTF of a bar pattern to visualizing a thin wire). A hardware variation on the system, by mechanical displacement of the detector, is applied to improve the system resolution from post-acquisition processing.
- **Chapter 6.** The next part of the commissioning is the study and different approaches to corrections for image artifacts. The artifacts in the system are mainly due to beam hardening, scattered radiation, image noise and aliasing.
- **Chapter 7.** Finally, a characterization of scintillator detectors of commercial linear arrays is carried out, including the one used in the CT (Gadox). Experimental measurements are compared with simulations in MANTIS, an specific Monte Carlo for optical transport in matter based on PENELOPE (a Monte Carlo simulation code for electron and photon transport).

### *Applications and conclusions.*

- **Applications and conclusions.** A summary of applications of the CT is presented, according to materials and acquisition mode, along with a list of the principal conclusions of the project.

### *Appendixes.*

- Two appendixes are also added. The connections of the PID controller of the stages and its programs (in a CNC code) are shown in the first appendix. In the second one, the series connection of this controller and for the data acquisition board (XDAS) are explained.

An important part of the work presented at this thesis is also collected in the following bibliographic references:

- L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, F. Vidal, R. Ameneiro. Desarrollo y puesta en marcha de un sistema de tomografía axial computarizada para inspección de piezas, *XI Congreso Español de END*, Gijón (España), 4-6 julio 2007 [33].
- L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, F. Vidal, R. Ameneiro. Industrial radiography and tomography based on scanning linear scintillator array, *4<sup>th</sup> International Conference on NDT of HSNT*, Chania (Grecia), 11-14 october 2007 [34] .
- L. Franco, F. Gómez, A. Badano. Characterization of the linear scintillator array signal response as a function of x-ray impact parameter, *Proceedings of the IEEE*, NS 2007 [69].



# Índice de figuras

1.1. Interacción de un electrón en un blanco: relación con el espectro del tubo de rayos X. . . . .	13
1.2. Dependencia de las interacciones fundamentales con la energía y el número atómico del blanco [1]. . . . .	14
1.3. Sección eficaz del efecto fotoeléctrico para el wolframio [56]. Energías (MeV): $6.953 \cdot 10^{-2}$ (capa K), $1.21 \cdot 10^{-2}$ ( $L_1$ ), $1.154 \cdot 10^{-2}$ ( $L_2$ ), $1.021 \cdot 10^{-2}$ ( $L_3$ ), $2.82 \cdot 10^{-3}$ ( $M_1$ ), $2.575 \cdot 10^{-3}$ ( $M_2$ ), $2.281 \cdot 10^{-3}$ ( $M_3$ ), $1.872 \cdot 10^{-3}$ ( $M_4$ ), $1.809 \cdot 10^{-3}$ ( $M_5$ ). . . . .	16
1.4. Tubo de rayos X del tomógrafo presentado en esta tesis (hasta 50 kV y 2 mA), refrigerado por agua. . . . .	20
1.5. Montaje de un ánodo. El ánodo gira a gran velocidad de forma que el calor se distribuye en el recorrido focal. El ángulo del blanco aumenta el área de exposición manteniendo una longitud de foco proyectada pequeña. . . . .	21
1.6. Esquema del efecto talón. El filtraje inherente del blanco produce una variación de intensidad en la dirección perpendicular al plano de imagen. . . . .	21
1.7. Diagrama de clasificación de tubos de rayos X en función del voltaje. . . . .	22
1.8. Mecanismo de conversión del centelleador en un cristal simple sólido de banda ancha. Los subprocesos consecutivos son la conversión, transporte y la luminiscencia. . . . .	24
1.9. Generaciones de tomógrafos. (a) y (b) 1ª y 2ª generación: traslación lineal de la fuente y detector, (c) 3ª generación: detector en arco o lineal, (d) 4ª generación: anillo de detección estático. . . . .	27
1.10. Atenuación de la radiación en su recorrido en un objeto uniforme de atenuación $\mu$ . . . . .	29
1.11. Sinograma y proyección en el plano espacial. . . . .	30
1.12. Diagrama del origen de coordenadas original y rotado. . . . .	30
1.13. Red de muestreo de la transformada de Fourier de un sinograma, en coordenadas polares. . . . .	32

1.14. Proceso de retroproyección para un objeto puntual: (a) una única proyección, (b) proyecciones de 0 a 22.5°, (c) 0-45°, (d) 0-67.5°, (e) 0-90°, (f) 0-112.5°, (g) 0-135°, (h) 0-157.5°, (i) 0-180° . . . . .	33
2.1. Fotografía del sistema tomográfico implementado en la USC. . . . .	40
2.2. Bloques de hardware del tomógrafo, controlados desde un ordenador dedicado. . . . .	41
2.3. Foto del tubo del sistema de tomografía. . . . .	42
2.4. Matriz de detectores de Gadox. Se ha levantado la parte del centelleador por un lateral, quedando a la vista la matriz de fotodiodos. . . . .	43
2.5. Diagrama de bloques de la tarjeta XDAS de adquisición de datos (izquierda), foto de una de ellas y detalle de la tarjeta de control (derecha). 43	43
2.6. Detalle del chip de lectura XCHIP (izquierda) y esquema funcional de uno de los canales de lectura (derecha). . . . .	44
2.7. Esquema de una matriz de fotodiodos (32 canales de lectura) del detector. 45	45
2.8. Esquema de la caja del detector: los números 1-5 indican la posición de las tarjetas de adquisición, con la zona de los detectores colimada por 2 mm de plomo. . . . .	46
2.9. Dibujo esquemático de los ejes del sistema de tomografía con las bancadas. . . . .	48
2.10. Detalle de la bancada vertical en la que se sitúa el detector, de la bancada horizontal y la rotatoria (izquierda). Controlador PID (derecha). 48	48
2.11. Lazo de realimentación adquisición - volcado a disco: la señal de fin de movimiento sale del módulo P14 del Minivision y entra a la PCI 6023E (controlada por el PC). Una vez acabado el volcado de datos, se envía una señal desde el PC de forma que el módulo P14 recibe una entrada, y termina el bucle. . . . .	50
2.12. Diagrama de flujo del funcionamiento de un controlador PID. . . . .	51
2.13. Diagrama de bloques del software de adquisición y movimiento en LabVIEW. . . . .	52
2.14. Visualización del volcado de datos de la PCI: vista de una proyección (izquierda) y el sinograma, para un corte completo (derecha). . . . .	55
2.15. Comparación de reconstrucción según cortes en horizontal (a),(c) o en vertical (b),(d). . . . .	57
2.16. Esquema global del programa de adquisición. Tiene 4 menús (encuadrados en negro) con sus partes correspondientes. Los cuadrados en naranja se refieren a subprogramas que se abren en una pantalla nueva. 58	58
2.17. Esquema de la parte de calibración incluida en el programa general. . . . .	59

2.18. Diagrama de bloques de la adquisición de modo de corte. El modo de radiografía es equivalente. . . . .	60
2.19. Imagen del programa de adquisición con el volcado completo de un corte: visualización del sinograma. . . . .	61
2.20. Diagrama de bloques de la adquisición de modo de tomografía. . . . .	61
2.21. Imagen del programa de adquisición principal y la ventana para introducir los parámetros de adquisición en tomografía. . . . .	62
2.22. Diagrama del programa de movimiento de ejes. . . . .	62
3.1. Pantalla del programa AMIDE, con los cortes de una soldadura de dos chapas de aluminio. . . . .	66
3.2. Ejemplo de <i>rendering</i> 3D de un bloque de PMMA con taladros. . . . .	67
3.3. Pantalla del programa MRI, con una tomografía de una probeta de soldadura. . . . .	67
4.1. Esquema de ajustes geométricos del sistema mecánico. (a) Alineamiento de las bancadas verticales, (b) alineamiento horizontal del detector, (c) fijación de la caja del detector a la bancada, (d) alineamiento de la bancada horizontal (eje de rotación) perpendicular al haz, (e) nivelado de la bancada rotatoria. . . . .	70
4.2. Foto de uno de los tornillos de nivel en la base de la cabina. . . . .	71
4.3. Detalle de los tornillos de nivelado del detector: parte superior (izquierda) e inferior (derecha). . . . .	71
4.4. Gráfica de la señal para todos los canales (en cuentas de ADC) para el avance en vertical de la radiografía de un borde. . . . .	72
4.5. Detalle de los agujeros del maniquí en sucesivas posiciones del foco respecto al detector. La figura de la derecha es la posición final, con el foco centrado con el detector. . . . .	73
4.6. Reconstrucción del alambre para las posiciones central y extremas de la bancada horizontal. El objeto se mantiene puntual. . . . .	74
4.7. Sinograma de un objeto puntual. $d$ es el desplazamiento respecto al canal central dado en distancia entre elementos (0.8 mm). . . . .	74
4.8. Bancada rotatoria y plato sobre la bancada horizontal manual. . . . .	74
4.9. Esquema de la magnificación en función de la distancia del objeto al foco de radiación. . . . .	75
4.10. Ajuste del valor inverso de la magnificación con la posición de la bancada horizontal. . . . .	76
4.11. Pedestales (izquierda) y ganancia (derecha) para los 640 canales del detector del tomógrafo. . . . .	77

4.12. Anillos característicos por diferente respuesta entre canales adyacentes.	78
4.13. Señal corregida para todos los canales (izquierda), calibración con la intensidad de haz para el canal 100 (derecha).	79
4.14. Imagen inicial de un maniquí de PMMA (izquierda) e imagen filtrada (derecha), en la que prácticamente desaparecen los anillos.	79
4.15. Imagen de los materiales: 1: hexano, 2: acetona, 3: etanol, 4: decano, 5: etilenglicol, 6: agua, 7: aluminio.	81
4.16. Ajuste lineal para las unidades Hounsfield con los coeficientes de atenuación (izquierda), detalle para la zona de líquidos (derecha).	82
5.1. Cortes de los maniqués en isocentro para espaciados de 3 mm (superior) y 0.75 mm (inferior).	88
5.2. MTF calculada a partir de los patrones de barras descritos para distintos valores de magnificación.	89
5.3. Imagen del hilo de cobre (0.3 mm de diámetro) y cálculo de la $f_{50}$ a partir de la PSF ( $M=3$ ). Los cortes del hilo se adquirieron a 900 proyecciones.	90
5.4. Dependencia de la resolución espacial con la distancia foco - objeto (eje izquierdo). Los puntos marcados (*) corresponden a magnificación 3, 2 y 1.3 respectivamente, mientras que las líneas verticales encuadran el recorrido del sistema. En el eje derecho, se representa el campo de visión del tomógrafo frente a la magnificación.	92
5.5. Esquema de la señal para cada elemento del detector, para $N$ desplazamientos. $p$ es el pitch del detector.	95
5.6. Proyección del haz en la línea del detector, que corresponde a la integral de la función de fluencia en energía.	96
5.7. Esquema de repixelado en la imagen a partir de medidas con el detector desplazado.	98
5.8. Ejemplo en una matriz de píxeles de un objeto: medida inicial y trasladada (izquierda) y matriz de elementos promediados de las dos anteriores (derecha).	99
5.9. Fotografía del nuevo montaje del detector con la bancada lineal horizontal.	100
5.10. Detalle del maniquí de PMMA, imagen inicial (a) y reconstruida (b).	101
5.11. Corte de soldadura: imagen inicial (a) y reconstruida (b). En la reconstruida se distingue mejor el segundo poro (a la izquierda y por encima del principal).	102

5.12. Comparación entre la imagen original (a) y la obtenida como promedio con un desplazamiento de 1/2 pitch (b) y con desplazamiento de 1/4 de pitch (c). . . . .	102
5.13. Perfiles de los agujeros de 0.75 y 0.55 mm de diámetro, para las imágenes de la figura 5.12. . . . .	103
5.14. Radiografía de un cordón de soldadura: original (a) y reconstruida (b), a las que se les ha realizado un ajuste de contraste para resaltar los poros. . . . .	103
6.1. Corte de un cilindro de polietileno sin filtrar (izquierda) y filtrado con 0.1 mm de cobre a la salida de haz (derecha). En la imagen no filtrada se observa una disminución de intensidad en la zona central de la imagen.	107
6.2. Espectros del tubo para distintos espesores de filtros de cobre, normalizados al máximo (izquierda) y en contaje absoluto (derecha). . . . .	108
6.3. Perfil de un corte del cilindro de polietileno (izquierda) y perfil del corte simulado en Matlab (derecha). . . . .	108
6.4. Regiones de medida de la uniformidad para evaluación de los efectos de <i>beam hardening</i> . . . . .	109
6.5. Atenuación teórica y medida experimentalmente para distintos espesores de aluminio. . . . .	110
6.6. Cortes de una soldadura de dos planchas de aluminio (superior) y corrección por <i>beam hardening</i> (inferior). Los laterales son más uniformes y se pierde borrosidad en la zona central. . . . .	111
6.7. Imagen de una L de aluminio, sin corregir (izquierda) y corregida por <i>beam hardening</i> (derecha). La imagen corregida es mucho más uniforme y con los bordes más definidos que la inicial. . . . .	111
6.8. Corte de una soldadura sin filtrar (mostrando un poro, imagen superior) y con un filtro de 0.07 mm de cobre a la entrada del detector (imagen inferior) para minimizar la radiación dispersa. El efecto conseguido es muy pequeño. . . . .	112
6.9. Perfiles de un cilindro de poliestileno (izquierda) y de un maniquí de PMMA (derecha). Las diferencias entre los perfiles con y sin filtro son menores de un 2% para ambos casos. . . . .	113
6.10. Esquema de las regiones de interés, para el cálculo de ruido, en un corte tomográfico de un cilindro de polietileno. . . . .	115
6.11. Bloque de PMMA a 360 proyecciones (superior) y 900 proyecciones (inferior), a 1 (a) y 2 submuestras (b). La disminución de ruido para las adquisiciones a 2 submuestras aumentan la detectabilidad de los agujeros en la imagen. . . . .	116

6.12. Cortes de una soldadura a 360 proyecciones (superior) y 900 proyecciones (inferior), a 1 (a) y 2 submuestras (b). Se observa una disminución de ruido para las imágenes a 2 submuestras, menor para las adquiridas a 900 proyecciones. . . . .	116
6.13. <i>Aliasing</i> en el muestreo de la proyección. $T$ es el espaciado del muestreo; si $1/T$ es muy pequeño, aparecen superposiciones, zonas de sombra que causarán artefactos en la reconstrucción. . . . .	117
6.14. Imágenes complementarias de cortes a 900 proyecciones de una estructura con barras metálicas: imagen original (izquierda), reconstruida (centro), en la que se observa que disminuyen los artefactos de líneas y la diferencia entre ambas (derecha). . . . .	118
6.15. Corte (900 proyecciones) de una probeta de soldadura en la que se ven los artefactos de imagen más relevantes. Los artefactos de línea se deben al ruido por el efecto de borde en el objeto; el <i>beam hardening</i> aparece como pérdida de definición en la parte central de la imagen (los bordes son menos nítidos). A la borrosidad también contribuye la radiación dispersa. . . . .	119
7.1. Geometría utilizada en MANTIS (vista con el software <i>gview</i> ). . . . .	122
7.2. Espectro del tubo de 50 kV (izquierda) y perfil de haz utilizado (derecha). . . . .	123
7.3. Esquema de las medidas experimentales de la señal de respuesta de los centelleadores. . . . .	125
7.4. Ejemplos de la señal de respuesta para el Gadox (izquierda) y para el CsI(Tl) de 1.6 mm pitch (derecha). . . . .	125
7.5. Comparación entre las medidas experimentales y la convolución con MANTIS para el CsI de 1.6 mm pitch (a), de 0.8 mm (b), Gadox (c) y CdWO <sub>4</sub> (d), normalizadas a la señal máxima (a). Las líneas continuas indican el punto donde empieza el diodo adyacente, mientras que las líneas punteadas muestran su punto central. . . . .	126
7.6. Kernels para los distintos centelleadores, obtenidos de MANTIS. . . . .	127
7.7. Factor de llenado efectivo para CsI(Tl), 0.8 mm pitch. . . . .	127
7.8. Perfiles de la MTF para los centelleadores. . . . .	130
8.1. Radiografía y foto de la rata; se observan detalles como los huesos e intestinos. . . . .	142
8.2. Imagen del cactus, en el que se observa perfectamente la raíz enterrada (3 cm de largo). . . . .	142
8.3. Radiografías de flores: narciso y lirio. Las hojas se ven de forma tenue (baja densidad), mientras que los detalles del tallo se observan con precisión. . . . .	143

8.4. Radiografía de un jacinto, con el detalle de una de sus campánulas. La energía del haz ha sido menor, para visualizar las hojas menos densas.	143
8.5. Cortes tomográficos de una rata (900 proyecciones por corte), a magnificación 3 y con separación entre cortes de 1 mm. La circunferencia exterior en los cortes se debe a la brida de sujeción para sostener la rata en un cilindro de plástico. Se observan perfectamente los distintos detalles anatómicos.	144
8.6. Cortes tomográficos y <i>rendering</i> 3D de un clic de plástico. La figura inferior izquierda corresponde a un perfil frontal reconstruido a partir de los cortes tomográficos en dos dimensiones.	145
8.7. Bloque de PMMA con taladros de diferentes diámetros (descrito previamente en otras secciones de esta tesis), corte tomográfico y <i>rendering</i> 3D.	146
8.8. Radiografía de un casco de moto.	146
8.9. Tarjeta de circuito impreso con una FPGA con encapsulado BGA. En el detalle se observan los puntos de bondeado de tamaño submilimétrico.	146
8.10. Radiografías de un peluche con mecanismo de movimiento en su interior. En la parte superior se distingue el pulsador de movimiento.	147
8.11. Cortes tomográficos y <i>rendering</i> 3D de un casco de moto. Las líneas radiales que se visualizan son artefactos metálicos debidos a ruido.	147
8.12. Corte de un peluche con un cascabel en el interior. El ajuste de contraste para distinguir la espuma realza los artefactos de líneas de borde.	148
8.13. Radiografías de placa convencional de las probetas de soldadura números 2 y 3. En la primera (a) se observan las porosidades alineadas, mientras que en la segunda (b) se distingue una línea de separación (zona derecha) por falta de penetración en el cordón de soldadura. La zona recuadrada corresponde a la región radiografiada con el tomógrafo que se muestra en la figura 8.15.	148
8.14. Probetas números 2 y 4, radiografiadas con paso vertical 0.25 mm y M=3. Las porosidades se observan perfectamente en ambas, siendo más visibles al aumentar el contraste en la imagen (2a), (4a). El calibrado del tamaño de píxel a mm permite medir el diámetro de las porosidades (< 1.4 mm; tamaño de la mayor porosidad, de la probeta 4).	149
8.15. Probeta número 3 radiografiada con el tomógrafo (a) y con ajuste de contraste (b). Se distingue perfectamente la línea por falta de penetración en el cordón de soldadura.	149
8.16. Imágenes de inspección de la probeta de soldadura 2: imagen radiográfica y cortes a distintas alturas, en los que se observa la aparición de porosidades.	150

8.17. Imágenes de inspección de la parte superior de la probeta de soldadura	
2. (a) Vista lateral reconstruida a partir de los cortes (se aprecian las porosidades), (b),(c) <i>rendering</i> 3D. . . . .	150
A.1. Esquema de la alimentación de las bancadas y el módulo MINIVISION.	163
A.2. Esquema de los módulos P14 y P15 de entradas y salidas del controlador PID. . . . .	164
B.1. Diagrama de bloques del archivo .vi de inicialización de la tarjeta XDAS, subrutina del programa general en LabVIEW. . . . .	168

# Índice de tablas

1.1. Características de algunos de los centelleadores inorgánicos más utilizados [2]. Resaltar que a) el BGO tiene la mayor densidad, b) BaF <sub>2</sub> el menor tiempo de desexcitación, y por tanto mejor resolución temporal, c) CsI(Tl) la mayor producción de fotones y d) el NaI(Tl) combina todas estas ventajas. La desventaja del NaI(Tl) es que es higroscópico, y necesita un sellado hermético para prevenir la absorción de humedad.	23
2.1. Especificaciones del tubo de rayos X. . . . .	42
2.2. Características del Gadox. . . . .	43
2.3. Características de la tarjeta de adquisición XDAS. . . . .	45
2.4. Especificaciones del sistema de control numérico MiniVision. . . . .	50
2.5. Parámetros de adquisición para los modos de radiografía y corte axial.	54
2.6. Resumen de algunas variables globales del software en LabVIEW. . . . .	58
4.1. Resultados del ajuste lineal de la magnificación según la lectura de posición de la bancada horizontal. . . . .	76
4.2. Distancias geométricas del TAC. . . . .	77
4.3. Densidades y coeficientes de atenuación lineal para los 4 líquidos estudiados. . . . .	80
4.4. Coeficientes de atenuación para los distintos materiales. . . . .	81
5.1. Resolución espacial (pares de líneas por mm) a partir de los patrones de barras aire - PMMA. . . . .	89
5.2. Parámetro $f_{50}$ , a partir de la PSF del sistema, para distintos valores de magnificación. . . . .	90
5.3. Valores estimados para el FWHM a distintas magnificaciones. . . . .	93
5.4. Valores de FWHM; aumentan conforme disminuye la magnificación. . . . .	93
5.5. Parámetro $f_{50}$ y FWHM en modo de radiografía (dirección vertical z).	94

5.6.	Resolución en la dirección X en modo de radiografía, a partir del pitch del detector. . . . .	94
5.7.	Valores de FWHM, comparación entre los valores iniciales (tabla 5.4) y de promedio de imágenes. . . . .	101
6.1.	Valores de ruido como promedio de 5 zonas de la imagen, en unidades de coeficiente de atenuación lineal. . . . .	115
7.1.	Dimensiones de los detectores. . . . .	123
7.2.	<i>Photon yield</i> (fotones/MeV) para los centelleadores simulados [75]. . .	124
7.3.	Resultados y comparación entre las medidas experimentales y la simulación en MANTIS. . . . .	126
7.4.	Valores experimentales y de simulación para los centelleadores. . . . .	127
7.5.	Sensibilidad máxima del detector: número de fotoelectrones detectados por keV incidente para A) fuente monocromática, B) fuente de 50 kV. . . . .	129
7.6.	Parámetro $f_{50}$ a partir de los valores de la MTF. . . . .	129
8.1.	Condiciones de adquisición de imágenes radiográficas de objetos de bajo contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación $M$ , el paso de barrido vertical ( <i>paso</i> , en mm) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( <i>Tamaño</i> ). . . . .	136
8.2.	Condiciones de adquisición de imágenes tomográficas de objetos de bajo contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación $M$ , la separación vertical entre cortes ( $Z$ , en mm), el número de proyecciones de cada corte ( <i>Proy.</i> ) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( <i>Tamaño</i> ). . . . .	137
8.3.	Condiciones de adquisición de imágenes radiográficas de objetos de alto contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación $M$ , el paso de barrido vertical ( <i>paso</i> , en mm) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( <i>Tamaño</i> ). . . . .	138
8.4.	Condiciones de adquisición de imágenes tomográficas de objetos de alto contraste. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación $M$ , la separación vertical entre cortes ( $Z$ , en mm), el número de proyecciones de cada corte ( <i>Proy.</i> ) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( <i>Tamaño</i> ). . . . .	139
8.5.	Defectos en las probetas de soldadura analizadas mediante radiografía de placa. . . . .	139

8.6. Condiciones de adquisición de imágenes radiográficas de probetas de soldadura. Se especifican el potencial y la corriente del tubo ( $kV, mA$ ), el factor de magnificación $M$ , el paso de barrido vertical ( <i>paso</i> , en mm) y el tamaño real de los objetos en la imagen ( <i>Tamaño</i> ). . . . .	140
8.7. Cortes tomográficos de soldaduras. . . . .	140
A.1. Parámetros del eje X (bancada rotatoria). $g$ se refiere a grados angulares.	162
A.2. Parámetros de los ejes Y, Z (bancadas lineales, presentan los mismos valores). . . . .	162
B.1. Comandos para la tarjeta XDAS y valores utilizados para el sistema de tomografía. . . . .	167



# Bibliografía

- [1] F. H. Attix 1986 *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons.
- [2] F. A. Smith 2006 *A primer in Applied Radiation Physics*, World Scientific.
- [3] K. S. Krane 1988 *Introductory Nuclear Physics*, John Wiley & Sons.
- [4] N. Tsoulfanidis 1995 *Measurement and Detection of Radiation*, Taylor & Francis.
- [5] J. Hsieh 2003 *Computed Tomography: principles, design, artifacts and recent advances*, Washington, SPIE Press.
- [6] F. Gómez 2007 *Apuntes de la asignatura de Dosimetría y Radioprotección*, <http://www.usc.es/gir/docencia.html>.
- [56] <http://physics.nist.gov/PhysRefData/contents.html>.
- [8] J. Baro, M. Roteta, J. M. Fernández-Varea, F. Salvat 1994 Analytical cross sections for Monte Carlo simulation of photon transport, *Radiat. Phys. Chem.* **44**, 531-552.
- [9] J. González Rico, R. G. Delabat, C. Muñoz Beltrán 1996 *Tecnología Radiológica*, editorial Paraninfo.
- [10] S. L. Fritz, W. H. Livingston 1985 The effect of anode curvature on radiographic heel effect, *Med. Phys.* **12**, No.4, 443-446.
- [11] P. Schardt, J. Deuringer, J. Freudenberger, E. Hell, W. Knüpfer, D. Mattern, M. Schild 2004 New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology, *Med. Phys.* **31** 2699-2706.
- [12] M. Nikl 2006 Scintillation detectors for x-rays, *Meas. Sci. Technol.* **17** R37-R54.
- [13] E. Hell, W. Knupfer, D. Mattern 2000 The evolution of scintillating medical detectors, *Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. A* **454**, 40-48.
- [14] W.-M. Yao et al., *J. Phys. G* **33**, 1 (2006) and 2007 partial update for the 2008 edition available on the PDG WWW pages (URL: <http://pdg.lbl.gov/>).

- [15] G. F. Knoll 2000 *Radiation Detection and Measurement*, New York, Wiley.
- [16] N. K. Gupta, S. H. C. Hughes, B. Isaacson 2004 Tangential CT, a computed tomography method developed for industrial inspection, *16<sup>th</sup> World Conference on NDT*, Canada.
- [17] S. Kwak, K. H. Kim, I. Kim, G. Cho 2003 Development of x-ray scanner using 450 kVp x-ray, *IEEE Transactions on Nuclear Science* vol. 50.
- [18] L. F. Pires, O. O. S. Bacchi, K. Reichardt 2005 Gamma ray computed tomography to evaluate wetting/drying soil structure changes, *Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. B* 229, 443-456.
- [19] L. A. Feldkamp, L. C. Davis, J. W. Kress 1984 Practical cone-beam algorithm, *J. Opt. Soc. Am. A* vol. 1, No 6.
- [20] H. Hu, H. D. He, S. Fox, S. Ackelsberg, G. Strong, G. Seidenshnur 1998 Multi-slice helical CT: principles, imaging characteristics and performance, *IEEE Engineering in Medicine and Biology* vol 20, No 2.
- [21] <http://www.impactscan.org/presentations.htm>.
- [22] G. Flohr *et al* 2006 First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* 16: 256-268.
- [23] A. C. Kak, M. Slaney 1988 *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, New York, NY, IEEE Press.
- [24] E. L. Dove 2001 *Notes on Computerized Tomography*, Physics of Medical Imaging.
- [25] P. Aguiar 2008 *Reconstruction, quantification and standardization methods in Positron Emission Tomography*, tesis doctoral.
- [26] H. Yu, S. Zhao, Y. Ye, G. Wang 2005 Exact BPF and FBP algorithms for nonstandard saddle curves, *Med. Phys.* **32**, 3305 - 3312.
- [27] R. Gordon 1970 A tutorial on ART (algebraic reconstruction techniques), *IEEE Trans. Nucl. Sci.* NS-21, 471-481.
- [28] L. A. Shepp, Y. Vardi 1982 Maximum-likelihood reconstruction for emission tomography, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1:113:121.
- [29] <http://www.aend.org/informacion/informacion.html>
- [30] Material docente para cursos de obtención de licencias y acreditaciones en instalaciones radiactivas del Consejo de Seguridad Nuclear, [http://www2.ciemat.es/sweb/csn/inicio\\_csn.html](http://www2.ciemat.es/sweb/csn/inicio_csn.html).

- [31] R. Hanke, T. Fuchs, N. Uhlmann 2008 X-ray based methods for non-destructive testing and material characterization, *Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. A* 591, 14-18.
- [32] M. Dierick, L. Van Hoorebeke, P. Jacobs, B. Masschaele, J. Vlassenbroeck, V. Cnudde, Y. De Witte 2008 The use of 2D pixel detectors in micro- and nano - CT applications, *Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. A* 591, 255-259.
- [33] L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, F. Vidal, R. Ameneiro 2007 Desarrollo y puesta en marcha de un sistema de tomografía axial computarizada para inspección de piezas, *XI Congreso Español de END*, Gijón (España).
- [34] L. Franco, F. Gómez, A. Iglesias, F. Vidal, R. Ameneiro 2007 Industrial radiography and tomography based on scanning linear scintillator array, *4<sup>th</sup> International Conference on NDT of HSNT*, Chania (Grecia).
- [35] RAL Microelectronics Design Group 2000, XCHIP/X2CHIP user guide v0.3.
- [36] <http://www.sens-tech.com/pdf/XDAS-V1X%2008%20single.pdf>.
- [37] <http://www.sainsl.com/pdf>
- [38] <http://www.ni.com>
- [39] J. Pardo 2005 *Desenvolvimento dunha matriz de cámaras líquidas de ionización para control de calidade en radioterapia*, tesis doctoral.
- [40] VISION, interactive graphics numeric control, Instruction Manual, Tex computer s.r.l., versión beta 1.1.7.
- [41] T. Wescott, PID without a PhD, <http://www.embedded.com/2000/0010/0010feat3.htm>.
- [42] J. Hsieh 1994 Radiation detector offset and afterglow compensation technique, *US Patent No. 5,331,682*.
- [43] <http://www.mayo.edu/bir/Software/Analyze/Analyze.html>
- [44] <http://amide.sourceforge.net>
- [45] <http://www.sph.sc.edu/comd/rorden/mmicro.html>
- [46] 1993 Specification and acceptance testing of computed tomography scanners, *AAPM Report Number 39*.
- [47] 2003 Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography simulation process, *AAPM Report Number 66*.
- [48] E. C. McCullough 1980 Specifying and evaluating the performance of computed tomography (CT) scanners, *Med. Phys.* **7**, 291-296.

- [49] K. Rossmann 1969 Point Spread-Function, Line Spread-Function, and Modulation Transfer Function, *Radiology* **93**, 257-272.
- [50] R. T. Droege, R. L. Morin 1982 A practical method to measure the MTF of CT scanners, *Med. Phys.* **23**, No.4, 1161-1169.
- [51] P. M. Joseph, C. D. Stockham 1982 The influence of modulation transfer function shape on computed tomographic image quality, *Radiology* 145, 179-185.
- [52] M. J. Paulus, S. S. Gleason, S. J. Kennel, P. R. Hunsicker, D. Johnson 2000 High resolution x-ray computed tomography: an emerging tool for small animal cancer research *Neoplasia* vol. 2 num. 1,2, 62 - 70.
- [53] B. M. Lempriere 1990 Method of improving CT resolution, *US Patent No. 4,907,152*.
- [54] H. Greenspan 2008 Super-resolution in Medical Imaging, *The Computer Journal*.
- [55] B. R. Frieden, H. H. G. Aumann 1987 Image reconstruction from multiple 1-D scans using filtered localized projection, *Applied Optics* vol. 26 17, 3615 - 3621.
- [56] <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>
- [57] G. H. Glover 1982 Compton scatter effects in CT reconstructions, *Med. Phys.* **9** 860-867.
- [58] J. Hsieh 1998 Adaptative streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise, *Med. Phys.* **25** 2134-2147.
- [59] R. A. Brooks, G. DiChiro 1976 Beam hardening in reconstructive tomography, *Phys. Med. Biol.* 21 (3), 390-398.
- [60] J. Hsieh 2000 Artifact correction for highly attenuating objects, *US Patent No. 6,035,012*.
- [61] J. Hsieh, C. Slack, S. Dutta, C. L. Gordon III, J. Li, E. Chao 2001 Adaptive view synthesis for aliasing artifact reduction, *Proceedings of SPIE* 4320.
- [62] G. Henrich 1980 A simple computational method for reducing streak artifacts in CT images, *Computerized Tomography* 4, 67-71.
- [63] <http://www.amptek.com/xr100cdt.html>.
- [64] G. T. Herman 1979 Correction for beam hardening in computed tomography, *Phys. Med. Biol.* 24, 81-106.
- [65] R. Thierry, A. Flisch, A. Miceli, J. Hofmann 2006 Statistical beam hardening correction for industrial x-ray computed tomography, *ECNDT* Berlin.

- [66] C. E. Shannon 1998 Communication in the presence of noise, *Proceedings of the IEEE* vol. 86 2, 447-457.
- [67] C. R. Crawford, A. C. Kak 1979 Aliasing artifacts in computed tomography, *Applied Optics* 18 (21), 3704-3711.
- [68] B. J. Heismann, L. B. Bätz, K. Pham-Gia, W. Metzger, D. Niederlöhner, S. Wirth 2008 Signal transport in Computed Tomography detectors, *Nucl. Inst. and Meth. Phys. Res. A* 591, 50-53.
- [69] L. Franco, F. Gómez, A. Badano 2007 Characterization of the linear scintillator array signal response as a function of x-ray impact parameter, *Proceedings of the IEEE NSS*.
- [70] A. Badano, J Sempau 2006 MANTIS: combined x-ray, electron and optical Monte Carlo simulations of indirect radiation imaging systems, *Phys. Med. Biol.* 51, 1545-1461.
- [71] D. J. Krus, W. P. Novak, L. Perna 1999 Precision linear and two-dimensional scintillation crystal arrays for x-ray and gamma ray imaging applications *SPIE Proceedings*, vol 3768.
- [72] F. Salvat, J. M. Fernández-Varea, J. Sempau 2003 *PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*, OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux, France. Available in pdf format at <http://nea.fr>.
- [73] W. Zhao, G. Ristic, J. A. Rowlands 2004 X-ray imaging performance of structured cesium iodide scintillators, *Med. Phys.* **31**, 2594-2605.
- [74] A. Badano, I. S. Kyprianou, J. Sempau 2006 Anisotropic imaging performance in indirect x-ray imaging detectors, *Med. Phys.* **33**, 2698-2713.
- [75] M. J. Weber 2002 Inorganic scintillators: today and tomorrow, *Journal of Luminescence* 100, 35-45.