

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID**

**ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR**



**PROYECTO FIN DE CARRERA**

**CORRECCIÓN DEL ARTEFACTO DE ENDURECIMIENTO  
DE HAZ (BEAM HARDENING) PARA IMÁGENES  
OBTENIDAS CON TOMÓGRAFO DE RAYOS X DE  
PEQUEÑOS ANIMALES**

**Claudia de Molina Gómez**

**ABRIL 2012**



**CORRECCIÓN DEL ARTEFACTO DE  
ENDURECIMIENTO DE HAZ (BEAM HARDENING)  
PARA IMÁGENES OBTENIDAS CON TOMÓGRAFO DE  
RAYOS X DE PEQUEÑOS ANIMALES**

**AUTOR: Claudia de Molina Gómez  
TUTOR: Mónica Abella García  
PONENTE: José María Martínez Sánchez**

**Laboratorio de Imagen Médica (LIM)  
Unidad de Medicina y Cirugía Experimental (UMCE)  
Hospital General Universitario Gregorio Marañón**

**Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial  
Universidad Carlos III de Madrid**

**Video Processing and Understanding Lab (VPULab)  
Dpto. de Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones  
Escuela Politécnica Superior  
Universidad Autónoma de Madrid  
Abril de 2012**



## ***Resumen***

El creciente número de modelos animales de enfermedades humanas utilizadas en la investigación traslacional hace de la imagen de pequeños animales una herramienta esencial para evaluar las funciones biológicas, permitiendo nuevos tipos de estudios tales como el estudio de la expresión génica en ratones modificados genéticamente o el control de la respuesta del tumor a la terapia. Los últimos avances en instrumentación para imagen médica han permitido el diseño y desarrollo de sistemas de imagen molecular especialmente dedicados a la obtención de imágenes de alta calidad de pequeños animales de laboratorio, imposibles de conseguir con la instrumentación estándar diseñada para humanos.

El trabajo de este proyecto se encuadra dentro de una línea de investigación que se desarrolla en el Laboratorio de Imagen Médica de la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental del Hospital General Gregorio Marañón y el Departamento de Bioingeniería de la Universidad Carlos III de Madrid cuyo objetivo es diseñar, desarrollar y evaluar nuevos sistemas de adquisición de datos, procesamiento y reconstrucción de imágenes multi-modales para aplicaciones en investigación biomédica. Dentro de esta línea de investigación, el grupo ha desarrollado un tomógrafo de rayos X de alta resolución para pequeños animales.

Existen una serie de artefactos de diferente naturaleza que degradan y dificultan el análisis cualitativo y cuantitativo de las imágenes y por consiguiente, los diagnósticos en la investigación pre-clínica, haciendo necesario el desarrollo de algoritmos para compensarlos. Entre los artefactos más comunes en tomografía axial computarizada (TAC) se encuentran los producidos por el fenómeno físico de endurecimiento de haz: *cupping*, en volúmenes homogéneos y bandas oscuras, en presencia de objetos densos.

El objetivo general del proyecto es el desarrollo de algoritmos de compensación de los artefactos producidos por endurecimiento de haz y su incorporación en el tomógrafo de rayos X para pequeño animal desarrollado en el laboratorio. Para el cumplimiento de este objetivo, en primer lugar, se ha desarrollado una herramienta de simulación para el estudio del fenómeno de endurecimiento de haz y de los artefactos que produce en las imágenes obtenidas con el escáner micro-TAC de pequeño animal. Una vez demostrada la evidencia de estos artefactos en el escáner, se desarrolló un método de linealización para la eliminación del *cupping* en objetos homogéneos y un método de post-proceso para la eliminación de bandas oscuras en objetos heterogéneos. Ambos métodos han sido validados tanto en estudios simulados como en maniqués y estudios de pequeño animal (ratas y ratones de laboratorio) adquiridos en el escáner micro-TAC. Los resultados muestran que los métodos propuestos son válidos para un micro-TAC de rayos X basado en detectores *flat panel* y trayectoria circular. Finalmente, para la incorporación de los métodos en el escáner, se ha diseñado y desarrollado un protocolo de calibración junto a una interfaz dedicada para facilitar el manejo de la herramienta al personal técnico del laboratorio. El resultado de este proyecto será incorporado en equipos pre-clínicos de alta resolución fabricados por SEDECAL S.A. y comercializados por todo el mundo.

## ***Palabras clave***

Tomografía de rayos X, pequeño animal, investigación pre-clínica, micro-TAC, artefacto, endurecimiento de haz, *cupping*.

## ***Abstract***

The increasing number of animal models of human diseases used in translational research makes small-animal imaging an essential tool to assess biological functions, enabling new types of studies such as monitoring of transgenic expression in genetically modified mice or of tumor response to therapy. The last advances in instrumentation for medical imaging have enabled the design and development of imaging systems especially aimed to obtain high quality images of small animals, impossible to achieve with the standard instrumentation designed for humans.

The work of this project is included as part of a research program that is being developed in the Medical Image Laboratory of the Unidad de Medicina y Cirugía Experimental of the Hospital General Gregorio Marañón and the Bioengineering Department at Universidad Carlos III de Madrid, whose objectives are to design, develop and evaluate new systems of data acquisition, processing and reconstruction of multimodal images for applications in biomedical research. As part of this research program, the group has developed a high resolution X-ray tomograph for small animals (micro-CT).

There are several artifacts from different nature that degrade the qualitative and quantitative analysis of the images, and therefore the diagnostics in pre-clinical research, doing necessary the development of algorithms to compensate them. One of the more common artifacts in X-ray computed tomography is the produced by the physical phenomenon of beam hardening: cupping, in homogenous volumes and dark streaks, in presence of dense objects.

The general objective of the project is to develop algorithms to eliminate the artifacts produced by beam hardening and to implement them in the micro-CTomograph for small animal developed by the laboratory. For the fulfillment of this objective, first, a simulation tool has been developed for the study of the beam hardening phenomena and the artifacts produced in the final reconstructed images. After demonstrating the evidence of these artifacts in the scanner, a linearization method was developed to eliminate *cupping* in homogenous objects and a post-processing method to eliminate the dark streaks in heterogeneous objects. Both methods have been validated using both simulated studies and phantoms and small animal studies (rats and mice) acquired in the micro-CT scan. The results show that the proposed methods are suitable for a micro X-ray CT system based on flat-panel detectors and circular trajectory. Finally, for the implementation of the methods in the scanner, a calibration protocol has been designed and developed together with a dedicated interface to make the tool user-for the friendly for the laboratory technicians. The result of this project will be incorporated into high-resolution pre-clinical systems manufactured by SEDECAL S.A. and commercialized worldwide.

## ***Key words***

X-ray Computed Tomography, small animal, pre-clinical research, micro-CT, artifact, beam hardening, cupping.



## *Agradecimientos*

En primer lugar, gracias a Manolo y Juanjo por darme la oportunidad de trabajar aquí y aprender de todos vosotros.

Me gustaría agradecer toda la dedicación, interés y esfuerzo en este proyecto a Mónica. Desde el primer día, me contagiaste la curiosidad y la pasión por la investigación y me echaste una mano sin dudarle siempre que te lo pedí.

A mis compañeros del LIM, por acogerme entre vosotros y en especial, a la banda buffer. Gracias por amenizar el día a día, por ser tan encantadores, por esos temazos y esas cañas en la Santina...

No me puedo olvidar de todos los amigos que me llevo de la Autónoma con los que tantos exámenes y estrés he compartido pero muchísimos más buenos momentos, risas y experiencias... No me olvidó de esos viajes de verano, ni de esas fiestas en Bernabeu, en Pio XII, ni de Punta Cana,... Así como de todos los amigos "no telecos" que para mí son igual de importantes (Mery, Ana, Lucas, Juan,...). En especial, gracias a mis niñas, Isa, Silvia, Laura y Sas, por esas "ladies night", esos montaditos tradicionales, por hacerme reír tantísimo y por estar ahí siempre que las necesito. Me llevo muchísimos recuerdos y anécdotas que no cabrían en un libro ;)

A mi amigo Luis, que nunca olvidaré.

Gracias a mis amigos del cole por todos estos años de amistad, desde los 6 añitos juntos!!! Me encanta que parezca que no pasa el tiempo, para mí sois muy especiales (Bea, Palma, Raúl y Valle).

A mi pareja en este viaje, Bader, por estar siempre ahí y aguantar mis agobios y preocupaciones, gracias. He pasado grandísimos momentos contigo y los que nos quedan! Cada día que pasa me doy más cuenta de lo afortunada que soy y no concibo la vida sin ti.

En último lugar, y no por ello menos importante, muchísimas gracias a TODA mi familia. A Dani, por enseñarme cosas cada día y contagiarme su optimismo. A Mario, por cuidar siempre de mí y por introducirme en el LIM a través de sus amigos. A mi padre y mi madre, por su apoyo, dedicación y cuidarme cada día, GRACIAS.

Os quiero



A mis padres,  
por enseñarme a esforzarme  
y a ser mejor persona cada día



# ÍNDICE DE CONTENIDOS

<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
1.1. INTRODUCCIÓN A LOS RAYOS X.....	3
1.1.1 Generación de rayos X.....	4
1.1.2 Interacción de los rayos X con la materia.....	6
1.1.3 Detección de rayos X.....	7
1.2. SISTEMAS DE TOMOGRAFÍA DE RAYOS X.....	9
1.3. PROYECCIÓN .....	11
1.3.1 Definición formal de proyección .....	14
1.4. MÉTODOS DE RECONSTRUCCIÓN DE IMAGEN.....	14
1.4.1 Métodos de reconstrucción analíticos.....	14
1.4.2 Métodos de reconstrucción iterativos .....	21
1.5. ARTEFACTOS EN TAC .....	23
1.5.1 De origen físico .....	23
1.5.2 Derivados del paciente .....	25
1.5.3 Derivados del escáner.....	26
1.5.4 Artefactos en la reconstrucción .....	28
<b>MOTIVACIÓN, MARCO CONTEXTUAL Y OBJETIVOS.....</b>	<b>29</b>
1.6. MOTIVACIÓN.....	29
1.7. MARCO CONTEXTUAL DEL PROYECTO.....	31
1.7.1 Descripción del equipo de tomografía micro-TAC .....	31
1.7.2 Revisión bibliográfica de los métodos de corrección del endurecimiento de haz .....	36
1.8. OBJETIVOS DEL PROYECTO .....	38
1.9. ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA .....	39
<b>2. ESTUDIO Y CARACTERIZACIÓN DEL ENDURECIMIENTO DE HAZ.....</b>	<b>41</b>
2.1. EL FENÓMENO DE ENDURECIMIENTO DE HAZ.....	41
2.2. ARTEFACTOS PRODUCIDOS POR EL ENDURECIMIENTO DE HAZ .....	43
2.3. HERRAMIENTA DE SIMULACIÓN DEL ESCÁNER MICRO-TAC ADD-ON: TAC-SIM .....	45
2.3.1 Bloque de generación de maniqués simulados.....	46
2.3.2 Bloque de Adquisición.....	47
2.3.3 Bloque de reconstrucción.....	58
2.4. CARACTERIZACIÓN DEL FENÓMENO DE ENDURECIMIENTO DE HAZ EN EL ESCÁNER MICRO-TAC ADD-ON .....	62
<b>3. CORRECCIÓN DE LINEALIZACIÓN .....</b>	<b>67</b>
3.1. EXPLICACIÓN TEÓRICA .....	67
3.2. HERRAMIENTA DE LINEALIZACIÓN TAC-LC .....	69
3.2.1 Bloque de calibración.....	70
3.2.2 Bloque de corrección.....	75
3.2.3 Incorporación de la herramienta de linealización TAC-LC al escáner micro-TAC .....	76
3.2.4 Resultados .....	83
<b>4. CORRECCIÓN DE POST-PROCESO .....</b>	<b>87</b>
4.1. EXPLICACIÓN TEÓRICA .....	87
4.2. HERRAMIENTA DE POST-PROCESO TAC-POST CORR.....	90
4.2.2 Incorporación de la herramienta de post-proceso TAC-Post Corr al escáner micro-TAC....	93
4.2.3 Resultados .....	95
<b>5. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO .....</b>	<b>99</b>
5.1. CONCLUSIONES.....	99
5.2. TRABAJO FUTURO.....	101

<b>ANEXO A</b> .....	<b>103</b>
EJEMPLO DE ARCHIVO DE CABECERA CON EXTENSIÓN .ACT .....	103
EJEMPLO DE ARCHIVO DE CABECERA CON EXTENSIÓN .HDR .....	105
EJEMPLO DE CABECERAS DE LAS HERRAMIENTAS DESARROLLADAS .....	107
<b>ANEXO B</b> .....	<b>109</b>
PUBLICACIÓN DERIVADA.....	109
<b>ANEXO C</b> .....	<b>115</b>
TRANSFERENCIA TECNOLÓGICA.....	115
<b>REFERENCIAS</b> .....	<b>117</b>
<b>GLOSARIO</b> .....	<b>121</b>
<b>PRESUPUESTO</b> .....	<b>123</b>
<b>PLIEGO DE CONDICIONES</b> .....	<b>125</b>

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1 Imágenes de radiografía convencional de rayos X de un estudio traumatológico (izq.) y de un estudio de pulmón (dcha.). Fuente: (Jan 2006).....	1
Figura 1-2 (Izq.) Esquema de los diferentes planos que forman los llamados cortes tomográficos y (dcha.) ejemplo de imágenes TAC de la zona maxilofacial de un paciente: (a)axial, (b)coronal, (c) sagital y (d)reconstrucción tridimensional a partir de numerosos cortes.....	2
Figura 1-3 Imágenes de TAC clínico de abdomen y su correspondiente reconstrucción volumétrica. Fuente: (Jan 2006).....	2
Figura 1-4 Corte coronal de imágenes TAC clínicos de cuerpo entero sin (izq.) y con (dcha.) un agente de contraste. ....	3
Figura 1-5 Espectro electromagnético y posición de los rayos X. ....	4
Figura 1-6 (Sup.) Esquema del interior de un tubo de rayos X, (inf.) ejemplo de primeros tubos de rayos X (izq.) y de tubo de rayos X actual (con blindaje) (dcha.).....	4
Figura 1-7 Modelo de los procesos implicados en la generación de los rayos X: <i>bremstrahlung</i> y (dcha.) radiación característica. ....	5
Figura 1-8 Forma característica del espectro de emisión de rayos X debido a los fenómenos típicos que se producen en el tubo de rayos X. Fuente: (Abella 2010).....	6
Figura 1-9 Esquema de los diferentes fenómenos producidos al interactuar los fotones de rayos X con tejido blando (efecto fotoeléctrico, <i>Compton</i> , <i>Rayleigh</i> y producción de pares) en función de la energía de estos fotones. El cuadro rojo señala el rango de energía (KeV) utilizado en imagen médica donde se producen los efectos fotoeléctrico, <i>Rayleigh</i> y <i>Compton</i> .....	6
Figura 1-10 Esquema de los fenómenos que tienen lugar al interactuar los fotones de rayos X con la materia: (a) efecto fotoeléctrico, (b) efecto <i>Compton</i> y (c) efecto <i>Rayleigh</i> .....	7
Figura 1-11 (Izq.) Esquema de corte transversal de una película fotográfica cubierta a ambos lados por una pantalla fluorescente y (dcha.) ejemplo de pantalla intensificadora comercial de Soyee Product Inc. ....	8
Figura 1-12 Esquema de la composición de un sistema de detección digital CR. Fuente: (Körner et al 2007).....	8
Figura 1-13 (Izq.) Ejemplo real de sistema CR clínico donde se observa el sistema de adquisición y el chasis que se inserta en la misma ranura que la película fotográfica y (dcha.) el escáner donde se produce la lectura de los datos. ....	9
Figura 1-14 (Izq.) Esquema de la composición de un sistema de detección digital DR de conversión directa. (Dcha.) Esquema de la composición de sistema de detección digital DR de conversión indirecta ( <i>flat panel</i> ). Fuente: (Körner et al 2007).....	9
Figura 1-15 Esquema de los primeros tomógrafos con adquisición en rayos paralelos. ....	10
Figura 1-16 Segunda generación de tomógrafos, <i>fan beam</i> :(a) de rayos equiespaciados y (b) equiangulados. ....	10
Figura 1-17 Esquema de adquisición de un tomógrafo con geometría <i>cone beam</i> . ....	11
Figura 1-18 Esquema de adquisición de un tomógrafo helicoidal donde la flecha indica la dirección del movimiento del paciente junto con la cama y la espiral que rodea al paciente representa la trayectoria que describen el detector y la fuente. ....	11
Figura 1-19 Ejemplo sencillo del concepto de proyección. ....	14
Figura 1-20 Esquema de la definición de proyección. Las líneas representan los rayos paralelos que atraviesan el objeto $f(x, y)$ para el ángulo de proyección $\theta_0$ y las integrales a lo largo de cada línea	

forman la proyección para ese ángulo, $P\theta(t)$ . El valor de la proyección es alto en el centro y bajo en los bordes ya que los rayos que más cantidad de objeto atraviesan son los centrales. ....	14
Figura 1-21 Teorema del corte central. Fuente: (Abella 2010). ....	15
Figura 1-22 Método directo de reconstrucción donde la gráfica de la izquierda se corresponde con la transformada de Fourier 2D del objeto en coordenadas polares, la gráfica del centro se corresponde con la misma transformada en coordenadas cartesianas tras la interpolación y la gráfica de la derecha representa el objeto $f(x, y)$ , tras realizar la transformada inversa 2D de Fourier. Fuente: (Abella 2010). ....	16
Figura 1-23 Ejemplo sencillo del concepto de retroproyección. La imagen superior es la original, la imagen de la izquierda se obtiene al retroproyectar para $\Theta=0^\circ$ y la imagen de la derecha es la suma de las imágenes retroproyectadas para $\Theta=0^\circ$ y $\Theta=90^\circ$ . La imagen resultante no es exactamente igual a la original pero se puede observar que se mantiene la distribución de los valores de los píxeles. ....	17
Figura 1-24 La imagen original (superior) formada por un punto, es proyectada para diferentes ángulos. En la parte inferior, se representan las imágenes resultantes tras la retroproyección para 3, 6 y 360 ángulos; en el último caso se observan los bordes del punto más redondeados. ....	17
Figura 1-25 Ejemplo del efecto del filtrado en la reconstrucción mediante FBP. ....	18
Figura 1-26 Filtro rampa en el dominio de la frecuencia.....	20
Figura 1-27 (a) vista en perspectiva, (b) vista frontal y (c) vista lateral de la geometría <i>cone beam</i> . Para la reconstrucción se harán coincidir el sistema de coordenadas del detector real con el del detector virtual. ....	21
Figura 1-28 Esquema del funcionamiento de los métodos de reconstrucción iterativos. Fuente: (Abella 2010).....	23
Figura 1-29 (a) Corte axial de la imagen TAC de un cilindro homogéneo sin endurecimiento de haz donde la línea amarilla representa el perfil central, (b) mismo corte no homogéneo debido al endurecimiento de haz, donde se aprecia la forma característica de <i>cupping</i> en el perfil central (línea amarilla), (c) corte axial de la imagen TAC de cráneo sin endurecimiento de haz y (d) mismo corte con el artefacto de banda oscura que señala la flecha roja debido al endurecimiento de haz. ....	24
Figura 1-30 Corte coronal (izq.) y corte axial (dcha.) de una imagen de TAC clínico con artefactos producidos por <i>photon starvation</i> en la zona de la clavícula. ....	24
Figura 1-31 Ejemplo de imagen TAC con artefacto de origen metálico. ....	25
Figura 1-32 (Izq.) Ejemplo de imagen TAC con artefactos debidos al movimiento del paciente y (dcha.) cortes coronal y sagital de imagen TAC donde la flecha señala una estructura del hígado que se introduce en el pulmón debido al movimiento del diafragma.....	26
Figura 1-33 Corte axial de imagen TAC de cerebro donde la flecha roja señala el artefacto de anillos. ...	26
Figura 1-34 Desalineamientos del detector. Fuente: (Abella et al 2011). ....	27
Figura 1-35 (Izq.) Reconstrucción sin desalineamiento geométrico y (dcha.) reconstrucción con desplazamiento horizontal del detector. Fuente: (Sun et al 2006). ....	27
Figura 1-36 Imagen reconstruida sin desalineamientos (a), imagen reconstruida cuando el detector se inclina $n/10^\circ$ alrededor de su eje central paralelo a las filas (b), cuando el detector gira $n/4^\circ$ alrededor de su eje vertical central (c), cuando el detector rota $n/7^\circ$ en su mismo plano (d). Fuente: (Sun et al 2006).....	28
Figura 1-37 Diferentes reconstrucciones de una elipse para diferentes valores de K (número de proyecciones), y N (número de rayos en cada proyección). Fuente: (Kak 1988). ....	29
Figura 1-38 Imagen TAC con artefacto (banda blanca) debido a que el diámetro del paciente es mayor (70 cm) que el del campo de visión del escáner (50 cm de diámetro).....	30
Figura 0-1 Imágenes PET de alta resolución de una rata de laboratorio. A la izquierda el trazador es $^{18}\text{F}$ (se ven estructuras óseas) y a la derecha el trazador es $^{18}\text{F}$ -FDG, se observa el cerebro y las glándulas de Harder. Fuente: (National Institutes of Health – Hospital General Universitario ‘G. Marañón’). ....	29



Figura 0-2 Ejemplos de imagen de micro-TAC de pequeño animal: representación tridimensional de un cráneo de mofeta (izq) y corte coronal de una rata a la que se le ha inyectado un contraste yodado por vía intraperitoneal (dcha). Fuente: (Descro et al 2009).	30
Figura 0-3 Corte sagital, coronal y axial de un estudio de rata PET/TAC registrado donde la flecha roja señala un infarto de miocardio.	30
Figura 0-4 Ejemplos de imagen del micro-TAC con endurecimiento de haz: (izq.) corte axial de un cilindro de polimetilmetacrilato homogéneo donde los bordes son más brillantes que el centro y (dcha.) corte axial de un estudio de rata donde la flecha roja señala el artefacto de franjas oscuras entre los huesos de la pelvis y la vértebra.	31
Figura 0-5 (Izq.) Escáner multimodal Argus PET/TAC con cubiertas (izq.), escáner multimodal VrPET (centro) sin cubiertas, y escáner FMT-TAC (dcha.).	32
Figura 0-6 Sistema de movimientos del tomógrafo computarizado diseñado en el laboratorio y comercializado por SEDECAL.	32
Figura 0-7 Esquema de la geometría del sistema micro-TAC.	33
Figura 0-8 (a) Datos crudos procedentes del detector, <b>No</b> , (b) imagen de llenado de campo (sin objeto), <b>Nllenado</b> , (c) imagen de oscuridad (con la fuente apagada), <b>Nosc</b> , (d) datos crudos tras la corrección de ganancia, deriva y píxeles “muertos” y (e) imagen de atenuación (después de logaritmo) tras las correcciones anteriores.	35
Figura 0-9 Ejemplo de visualización de los cortes sagital, coronal y axial con la consola MMWKS de un estudio TAC de pequeño animal.	36
Figura 2-1 $F_i$ , atenuación total para un agua si la fuente de rayos X es monocromática a un voltaje de aplicación de 45 keV.	41
Figura 2-2 Dependencia del coeficiente de atenuación ( $\mu$ ) del agua con la energía.	42
Figura 2-3 Atenuación total para distintos espesores atravesados para el caso del agua si la fuente de rayos X es policromática con volta voltaje de aplicación de 45 keV.	42
Figura 2-4 Explicación intuitiva del fenómeno del endurecimiento de haz. La curva azul representa el espectro de emisión <b>NO</b> ( $\epsilon$ ) y la curva roja el espectro tras atravesar una determinada cantidad de material. La forma de este último cambia debido a que el haz se ha endurecido (los fotones de menor energía han sido preferentemente absorbidos).	43
Figura 2-5 Ejemplo sencillo del artefacto de endurecimiento de haz en la proyección de un objeto homogéneo. Las flechas rojas indican la proyección paralela del cilindro homogéneo. Esta proyección se representa en la gráfica inferior para el caso ideal (línea continua) y el caso con endurecimiento de haz (línea discontinua). Fuente: (Barrett et al 2004).	44
Figura 2-6 Ejemplo de imágenes TAC de un cilindro homogéneo sin (izq.) y con (dcha.) artefacto de <i>cupping</i> debido al endurecimiento de haz. La línea amarilla representa un perfil a lo largo de la línea roja. Fuente: (Barrett et al 2004).	44
Figura 2-7 Esquema del origen de las bandas oscuras entre partes densas debido al endurecimiento de haz. La flecha roja señala el artefacto de banda oscura entre dos partes densas debido al endurecimiento de haz.	45
Figura 2-8 Diagrama de los bloques que forman la herramienta de simulación TAC-SIM: las cajas grises corresponden a los bloques principales y las cajas rojas a los módulos que los forman.	46
Figura 2-9 Ejemplo de imagen del maniquí de 512x512 píxeles (binning=4) generada con el bloque de generación de maniqués simulados de la herramienta TAC-SIM.	47
Figura 2-10 Explicación intuitiva del módulo proyector geométrico de rayos paralelos de la herramienta TAC-SIM. La fuente simulada equivale a Nbins fuentes puntuales de rayos paralelos que son recogidos en Nbins detectores puntuales. El proyector suma las filas de la imagen que desea proyectar (imagen de tres valores de gris de 5x5 píxeles) y a continuación rota la imagen objeto y vuelve a sumar las filas y así sucesivamente hasta completar el número de proyecciones deseado.	48

Figura 2-11 Interfaz de la herramienta de simulación <i>Spektr</i> 1.0 con las diferentes opciones para la generación del espectro de rayos X. Fuente: (Siewerdsen et al 2004). .....	49
Figura 2-12 Espectros de emisión de rayos X simulados para diferentes voltajes de aplicación y $N_{total}=10^6$ fotones. ....	50
Figura 2-13 (Izq.) Esquema de la colocación del filtro para pre-endurecimiento del haz de rayos X y (dcha.) ejemplo real de dichos filtros. ....	51
Figura 2-14 Comparativa de los diferentes filtros para un voltaje de 45 KVp y $10^6$ fotones. ....	52
Figura 2-15 Simulación de la adquisición del escáner con una fuente policromática. ....	53
Figura 2-16 Representación de la función de endurecimiento de haz, <b>FBH(xa)</b> para diferentes cantidades de agua ( <b>xa</b> ) para un espectro de emisión de $V_p=45$ keV y $N_{total}=10^6$ fotones. ....	55
Figura 2-17 (Izq.) Representación de la función <b>FBH(xa)</b> y (dcha.) representación de las diferentes rectas ideales <b>FI<math>\epsilon</math>i, xa</b> para un rango de $\epsilon$ i entre 1 y 60 keV en pasos de 1keV. ....	55
Figura 2-18 (Izq.) Representación de $\gamma$ xa: cantidad de fotones (normalizado) recibidos tras atravesar diferentes cantidades de agua; (dcha.) representación de $\beta$ xa para 60 diferentes energías (cada color se corresponde con una $\epsilon$ i diferente). ....	56
Figura 2-19 Esquema de la inclusión del efecto monocromático equivalente. ....	57
Figura 2-20 Representación del filtro rampa muestreado en frecuencia (línea continua) y de la FFT del filtro muestreado en el espacio (línea discontinua) para frecuencias positivas donde se observan diferencias en los primeros valores. Fuente: (Kak 1988). ....	59
Figura 2-21 Perfiles centrales de la reconstrucción de un cilindro de radio 7,5 cm. Las reconstrucciones se han hecho con (a) método en el dominio espacial y (b) con el método en el dominio de Fourier. La línea discontinua es el perfil central teórico. Fuente: (Crawford 1991). ....	59
Figura 2-22 Explicación intuitiva del módulo de retroproyección de rayos paralelos de la herramienta <i>TAC-SIM</i> . La imagen de la derecha representa la imagen de proyección donde cada fila se corresponde a la proyección para un determinado ángulo. La primera fila de esta imagen se replica en la imagen de la izquierda formando la imagen de retroproyección para el primer ángulo ( $0^\circ$ ). ....	61
Figura 2-23 Espectros simulados de la fuente monocromática a la energía eficaz de 27 KVp (izq.) y de la fuente policromática con voltaje=45KVp (dcha.). En rojo antes y en azul después de atravesar 4 cm de agua. ....	62
Figura 2-24 Representación de <b>FBH(xi)</b> y <b>FI<math>\epsilon</math>fxi</b> para agua (líneas en azul) y hueso (líneas en verde) en función de la cantidad atravesada para 45KVp (policromático) y $10^6$ fotones. ....	64
Figura 2-25 Maniqués simulados por <i>TAC-SIM</i> : (a) corte axial de un cilindro formado por agua (densidad de $1\text{gr}/\text{cm}^3$ ) y (b) mismo corte formado por hueso (densidad de $1,92\text{ gr}/\text{cm}^3$ ). La línea roja representa los perfiles centrales trazados que se observan en la gráfica de la derecha. ....	65
Figura 2-26 Procesos de adquisición con endurecimiento de haz y reconstrucción simulados con la herramienta de linealización <i>TAC-SIM</i> . ....	65
Figura 2-27 Explicación intuitiva de la medida cuantitativa de <i>cupping</i> , <b>D</b> . La línea azul representa el perfil ideal (sin artefacto de <i>cupping</i> ) de un cilindro homogéneo y la línea roja representa el mismo perfil para el mismo estudio con artefacto de <i>cupping</i> . También se muestra la localización de los puntos necesarios para cuantificar el <i>cupping</i> . ....	66
Figura 2-28 (Sup.) Imagen de hueso reconstruida con inclusión de efecto monocromático equivalente (izq.) y misma imagen de hueso con inclusión de efecto policromático (dcha.). (Inf.) Perfiles centrales de las imágenes reconstruidas con endurecimiento de haz, sin endurecimiento de haz y original del maniquí de agua (izq.) y de hueso (dcha.). ....	66
Figura 2-29 Perfiles centrales del maniquí simulado de agua ideal, con endurecimiento de haz sin y con filtro de aluminio. ....	67
Figura 3-1 Representación de la función de endurecimiento de haz, <b>FBH(xa)</b> , (línea continua) y función ideal (monocromático equivalente), <b>FI(xa)</b> , (línea discontinua) del aguacalculada mediante la	

herramienta de simulación <i>TAC-SIM</i> para un voltaje de 50 KVp. La flecha señala la transformación $T$ de una función en otra (linealización).....	68
Figura 3-2 Representación aproximada de la función de linealización $T(xa)$ del agua para distintos espesores de agua atravesados, $xa$ .....	68
Figura 3-3 Diagrama de los bloques que forman la herramienta de linealización: las cajas de color azul oscuro corresponden a los bloques principales (calibración y corrección) y las cajas azul claro a los módulos que los forman.....	69
Figura 3-4 (Izq.) Imagen de máscara del maniquí de calibración donde la flecha roja señala algunos huecos en la máscara y (dcha.) misma imagen de máscara tras aplicar un filtro de mediana de 3x3 píxeles para rellenar esos huecos.....	71
Figura 3-5 (Izq.) Esquema del cálculo de la función de endurecimiento de haz empírica. La flecha señala dos píxeles en la misma posición, uno en la proyección adquirida (con endurecimiento de haz) y otro en la proyección de la máscara (tras la umbralización). (Dcha.) Representación de $FBH(xa)$ y de los puntos (en rojo) correspondientes a las imágenes de proyección de la izquierda. ....	71
Figura 3-6 Curva $F_{BH}$ y recta $F_l$ para el agua.....	72
Figura 3-7 Representación de la curva $F_{BH}$ calculada experimentalmente (línea continua en verde) y su ajuste polinómico (línea discontinua en rojo) tras la adquisición del maniquí de calibración con los parámetros 50 KVp y 240 $\mu$ A.....	73
Figura 3-8 Ejemplo simplificado de LUT de calibración.....	73
Figura 3-9 (Izq.) Representación de $T(xa)$ donde el círculo rojo señala el salto discontinuo debido al ajuste en dos tramos y (dcha.) representación de $T(xa)$ con el cálculo de la tangente mediante la derivada donde el círculo rojo señala la misma zona que el anterior.....	74
Figura 3-10 Corte axial de cilindro homogéneo corregido mediante la función de linealización con el ajuste a una recta donde la flecha roja señala el artefacto en forma de anillo simulado (izq.) y real (dcha.).....	75
Figura 3-11 Diagrama de los bloques y módulos utilizados tanto de la herramienta <i>TAC-SIM</i> como de la herramienta <i>TAC-LC</i> para el estudio del diseño óptimo del maniquí de calibración. Los módulos que aparecen en gris claro (desactivados) no se han utilizado.....	76
Figura 3-12 Diferentes maniqués simulados con la herramienta de simulación <i>TAC-SIM</i> para la elección del diseño óptimo del maniquí de calibración. ....	77
Figura 3-13 Imagen reconstruida del maniquí (a) donde la flecha roja señala los artefactos debidos a forma angular del maniquí.....	77
Figura 3-14 Representación de la función de endurecimiento de haz, $FBH(xa)$ construida con el maniquí (c).....	78
Figura 3-15 Fotografía del maniquí de calibración fabricado.....	78
Figura 3-16 Fotografías de la correcta colocación del maniquí de calibración en la cama del escáner de manera que parte de él sobresalga de la cama.....	79
Figura 3-17 Captura de pantalla de la interfaz de adquisición de la consola <i>MMWKS</i> .....	79
Figura 3-18 Captura de pantalla de la interfaz de visualización de la consola <i>MMWKS</i> donde en el ortovisor izquierdo se muestra un corte axial del maniquí donde no aparece la cama y en los ortovisores de la derecha aparecen los cortes sagital, coronal y axial del mismo maniquí. Las flechas rojas indican los bordes que han de permanecer dentro del campo de visión (circunferencia en blanco exterior).....	80
Figura 3-19 (Izq.) corte axial de un cilindro homogéneo simulado corregido mediante <i>LUT</i> con la herramienta <i>TAC-LC</i> donde la flecha roja señala los artefactos en forma de anillo (dcha.) mismo corte axial corregido mediante función analítica de linealización.....	81
Figura 3-20 Interfaz de adquisición de la consola <i>MMWKS</i> .....	81
Figura 3-21 Interfaz “Beam hardening calibration” de la herramienta de linealización.....	82

Figura 3-22 Captura de la interfaz de reconstrucción de la consola <i>MMWKS</i> tras la adquisición de un maniquí donde el cuadro rojo rodea la opción “Projection” del apartado “Beam Hardening”.....	82
Figura 3-23 (Izq.) Corte axial de un maniquí cilíndrico simulado de agua con la herramienta de simulación <i>TAC-SIM</i> y (dcha.) mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización <i>TAC-LC</i> . En la imagen inferior se representa el perfil central del maniquí sin corrección, corregido mediante LUT y mediante función polinómica.....	83
Figura 3-24 Corte axial de un maniquí cilíndrico simulado de hueso con la herramienta de simulación <i>TAC-SIM</i> y mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización <i>TAC-LC</i> . En la imagen inferior se representa el perfil central normalizado de la imagen corregida y sin corregir.....	84
Figura 3-25 Fotografías de los diferentes maniqués adquiridos para la validación de la herramienta de linealización <i>TAC-LC</i> .....	84
Figura 3-26 Fotografías del maniquí sujeto en la cama del escáner antes de introducirlo para su adquisición.....	85
Figura 3-27 (Izq.) Corte axial del maniquí (a) sin corregir y (dcha.) mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización <i>TAC-LC</i> . En la imagen inferior se representa el perfil (en la posición que indica la línea amarilla) de la imagen corregida y sin corregir. La reducción del artefacto de <i>cupping</i> es de un 95,53 %.....	85
Figura 3-28 (Izq.) Corte axial del maniquí (c) cilíndrico de polimetilmetacrilato sin corregir y (centro) mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización <i>TAC-LC</i> . (Dcha.) Se representa el perfil (en la posición que indica la línea amarilla) de la imagen corregida y sin corregir. La reducción del artefacto de <i>cupping</i> es de un 95,53 %.....	85
Figura 3-29 Perfiles centrales del corte axial del maniquí (b) corregido y sin corregir.....	86
Figura 4-1 Coeficiente de atenuación de masa de tejidos humanos normalizado a 40 keV. Fuente: (Elbakri et al 2002).....	87
Figura 4-2 Representación de $\lambda\epsilon$ , relación entre el coeficiente de atenuación de masa del hueso y el coeficiente de atenuación de masa del agua en función de la energía (en el rango de radiodiagnóstico).....	88
Figura 4-3 Representación de $\sigma_{Ta}, Th$ en función $Ta$ . Cada línea (color) se corresponde con un valor diferente de $Th$ en un rango de 0 a 20 cm.....	89
Figura 4-4 Diagrama de los módulos que forman la herramienta de post-proceso <i>TAC-Post Corr</i> .....	91
Figura 4-5 (Izq.) Ejemplo de maniquí de simulación de 128x128 píxeles compuesto por tejido blando y hueso con los artefactos producidos por el endurecimiento de haz y (dcha.) imagen de hueso segmentada por el módulo correspondiente de la herramienta de segmentación hueso-tejido blando.....	91
Figura 4-6 Reconstrucción de $Th2$ formada por los huesos y el artefacto de banda oscura entre ellos debido al endurecimiento de haz.....	92
Figura 4-7 Perfiles del ejemplo de maniquí de simulación reconstruido ideal, con endurecimiento de haz, corregido por linealización y corregido mediante post-proceso.....	93
Figura 4-8 Interfaz “Beam hardening correction” de la herramienta de post-proceso <i>TAC-Post Corr</i> donde la ventana titulada “BONE SEGMENTATION” contiene un corte axial de la zona pélvica de rata tras la umbralización manual mediante la barra de desplazamiento llamada “threshold”.....	94
Figura 4-9 (Izq.) Fotografía de ratas adultas de laboratorio para investigación y (dcha.) fotografía del escáner ARGUS PET-TAC con una de las ratas colocada en la cama para su adquisición.....	95
Figura 4-10 Maniquí de dos materiales donde las líneas rojas dentro la zona delimitada por el cuadro azul indican los perfiles donde se ha cuantificado la eliminación de bandas oscuras.....	96
Figura 4-11 En la parte superior se representa un corte axial del maniquí de dos densidades donde la flecha roja señala la banda oscura entre las zonas densas y el círculo rojo la ROI donde se ha medido $\sigma$	

(izq.) y mismo corte tras aplicar la corrección de post-proceso con la herramienta *TAC-Post Corr* (dcha.) y en la parte inferior se representan los perfiles corregidos y sin corregir. ....96

Figura 4-12 En la parte superior, (izq.) corte axial de la pelvis de un ratón donde se observa el artefacto de banda oscura entre los huesos de la pelvis y donde el círculo rojo indica la ROI donde se ha medido  $\sigma$  (dcha.) mismo corte tras aplicar la corrección de post-proceso con la herramienta *TAC-Post Corr*. En la parte inferior, representación de los perfiles corregidos y sin corregir entre los huesos señalados por la flecha negra. ....97

Figura 4-13 En la parte superior se muestra un corte axial de la zona pélvica de una rata donde se observa el artefacto de banda oscura entre los huesos de la pelvis y donde el círculo rojo indica la ROI donde se ha medido  $\sigma$ , (izq.) y mismo corte tras aplicar la corrección de post-proceso con la herramienta *TAC-Post Corr* (dcha.). En la parte inferior, (izq.) corte axial de la zona craneal de rata sin corregir donde el círculo rojo indica la ROI donde se ha medido  $\sigma$  y (dcha.) corregido con la misma herramienta. ....98

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 0-1 Configuraciones posibles de los archivos de datos con extensión 'CTF' según el tamaño de píxel (determinado por el parámetro <i>binning</i> ). .....	35
Tabla 2-1 Parámetros medidos de los espectros de rayos X simulados con la herramienta de simulación <i>TAC-SIM</i> donde tanto el aumento de energía media (%) como la reducción de fotones (%) se ha calculado respecto al voltaje anterior. ....	50
Tabla 2-2 Parámetros medidos de los espectros de rayos X tras atravesar diferentes filtros de aluminio simulados con la herramienta de simulación <i>TAC-SIM</i> donde tanto el aumento de energía media (%) como la reducción de fotones (%) se ha calculado respecto al resultado del filtro anterior. ....	52
Tabla 2-3 Resultados del número total de fotones medido en la simulación del endurecimiento de haz para dos materiales distintos: agua y hueso cortical. ....	63
Tabla 2-4 Resultados de la simulación de endurecimiento de haz para dos voltajes de la fuente de rayos X diferentes. ....	63
Tabla 3-1 Parámetros de la adquisición del maniquí de calibración donde el parámetro <i>Shots</i> se corresponde con el número de disparos de la fuente en cada posición angular que se promediarán para reducir el ruido. ....	80

# **Introducción**





## 1. Introducción

---

En medicina, los rayos X son importantes en multitud de aplicaciones como radiodiagnóstico de patologías por imagen, radiología intervencionista y uso terapéutico en el tratamiento de tumores (radioterapia).

La modalidad de imagen médica que usa como tipo de energía los rayos X es la radiología, que se divide en las siguientes técnicas de imagen: radiología convencional, radiología digital, fluoroscopia y tomografía computarizada. Las cuatro técnicas son ionizantes debido a la propia naturaleza de los rayos X, aportan información anatómica o estructural del paciente y la principal fuente de contraste es la densidad del tejido.

La imagen radiológica convencional utiliza los rayos X para irradiar al paciente que son recogidos en una película fotográfica especial, comúnmente denominado placa. Dicha imagen es proyectiva, es decir, representa la suma de todas las estructuras del objeto proyectadas sobre una superficie bidimensional, lo que hace que no sea cuantitativa y dificulta la interpretación por parte del equipo médico. Las tonalidades de la imagen más cercanas al blanco se corresponden con las zonas más densas (de mayor absorción de fotones de rayos X), las zonas grises con tejidos blandos (densidad intermedia) y oscuras con la mínima densidad (el aire), fácilmente visible en el estudio de tórax (Figura 1-1). Dado que las diferencias de densidad entre distintos tejidos blandos no son muy elevadas, los contrastes máximos se consiguen con hueso (aplicación en traumatología) y aire (imagen pulmonar).



**Figura 1-1** Imágenes de radiografía convencional de rayos X de un estudio traumatológico (izq.) y de un estudio de pulmón (dcha.). Fuente: (Jan 2006).

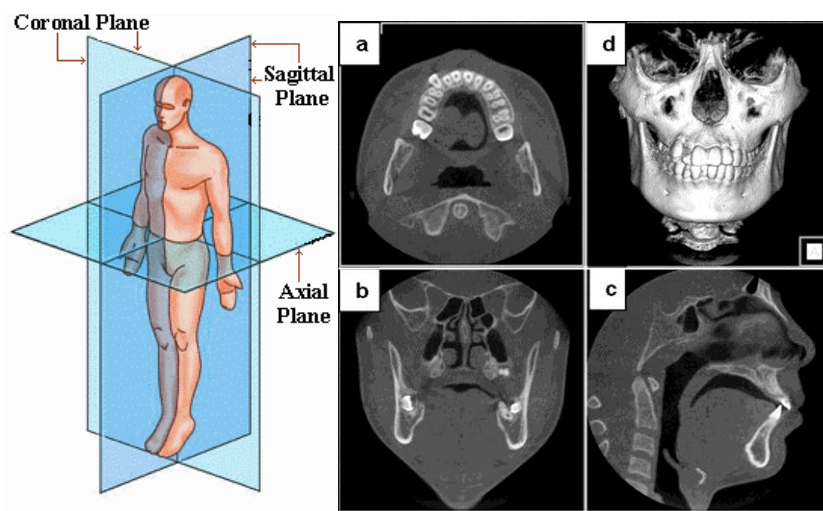
Aun con todos estos inconvenientes, la imagen radiológica ha sido y es la más utilizada en medicina; supone del 80% al 90% del total de imágenes que se obtienen en la clínica (Descro 2010). La razón es su bajo coste y rapidez, que la hace fácilmente accesible a todos los entornos sociales.

La radiología digital es, en esencia, similar a la convencional, pero la placa fotográfica se sustituye por un detector electrónico que genera la imagen digital. Como ventaja presenta la reducción de la dosis de radiación al paciente porque se elimina la repetición de exploraciones gracias a que mediante procesado de imagen se puede

## Introducción

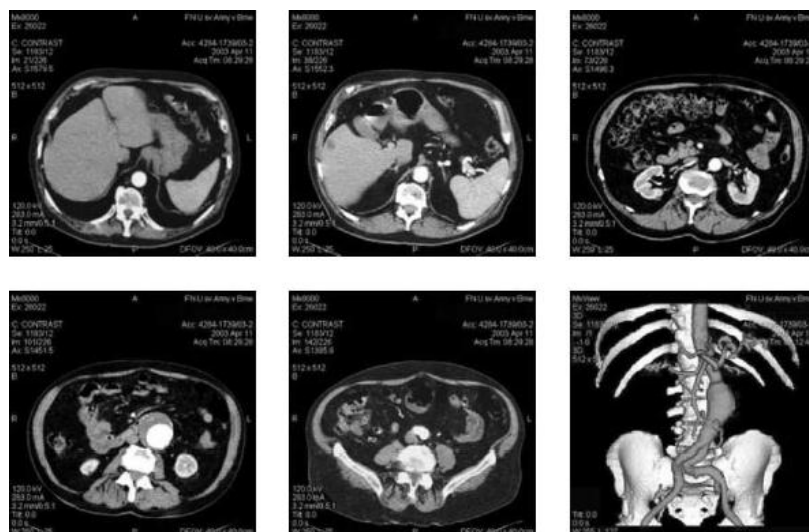
recuperar información válida aun cuando las condiciones de realización no hayan sido las óptimas. Además, se puede mejorar la visualización de las imágenes por medio del aumento de contraste, zoom, etc. La segunda ventaja es que facilita mucho la gestión de información tanto su almacenamiento como su transmisión electrónica a cualquier punto del hospital donde exista una estación de visualización.

Con la aparición de la tomografía axial computarizada (TAC), se elimina el problema de la superposición de tejidos, debido a que con esta técnica se obtienen cortes del paciente. Según la orientación del plano que corta al paciente se definen los tres tipos de cortes tomográficos: coronal, sagital y axial (ver Figura 1-2).



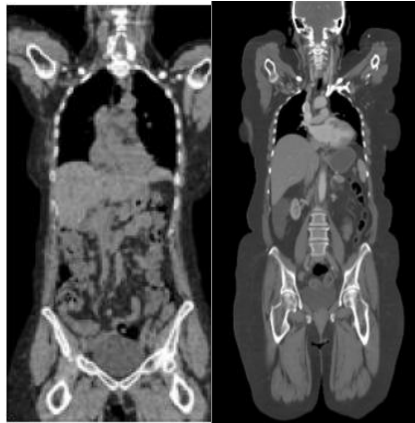
**Figura 1-2 (Izq.) Esquema de los diferentes planos que forman los llamados cortes tomográficos y (dcha.) ejemplo de imágenes TAC de la zona maxilofacial de un paciente: (a)axial, (b)coronal, (c) sagital y (d)reconstrucción tridimensional a partir de numerosos cortes.**

Esta técnica aporta una información anatómica tridimensional de gran valor diagnóstico (Figura 1-3), con una excelente resolución espacial y, en los equipos más modernos, con una rápida adquisición permitiendo estudios dinámicos.



**Figura 1-3 Imágenes de TAC clínico de abdomen y su correspondiente reconstrucción volumétrica. Fuente: (Jan 2006).**

Los mayores contrastes en TAC se consiguen entre objetos muy densos, como los huesos y poco densos, como el aire de los pulmones. Para mejorar la resolución de contraste en tejido blando se administran agentes de contraste radio-opacos (que contengan yodo o bario, por ejemplo) al paciente por vía intravenosa, oral o rectal para facilitar el trazado de órganos y tumores, como se observa en la Figura 1-4.



**Figura 1-4 Corte coronal de imágenes TAC clínicos de cuerpo entero sin (izq.) y con (dcha.) un agente de contraste.**

## **1.1. Introducción a los rayos X**

Wilhem C. Roentgen descubrió los rayos X por casualidad cuando trabajaba con un tubo de rayos catódicos en noviembre de 1895.

Los rayos X son un tipo de radiación electromagnética de alta energía, por lo que se suele describir usando la descripción como partícula. La energía de un fotón de rayos X se define de la siguiente forma:

$$E = \frac{h \cdot c}{\lambda} = h \cdot \nu \quad (1.1)$$

donde  $h = 4,135 \times 10^{-15} \text{ eV} \cdot \text{s}$  es la constante de Planck,  $c$  es la velocidad de la luz,  $\lambda$  es la longitud de onda y  $\nu$  es la frecuencia. En la Figura 1-5 se representa el espectro electromagnético en términos de frecuencia, longitud de onda y energía. En imagen médica, se usan fotones de rayos X de energías entre 10 KeV y 150 KeV (Beutel et al 2000). Los rayos X de baja energía (denominados “blandos”), en el rango de 10 eV a 30 KeV, se utilizan en microscopía.

Los rayos X son radiación ionizante ya que, por su alta energía, son capaces de arrancar electrones, lo que puede producir la rotura de algunas moléculas e inducir reacciones químicas en el organismo (especialmente importante en el caso de las moléculas de agua, que al romperse forman radicales libres que son muy reactivos).

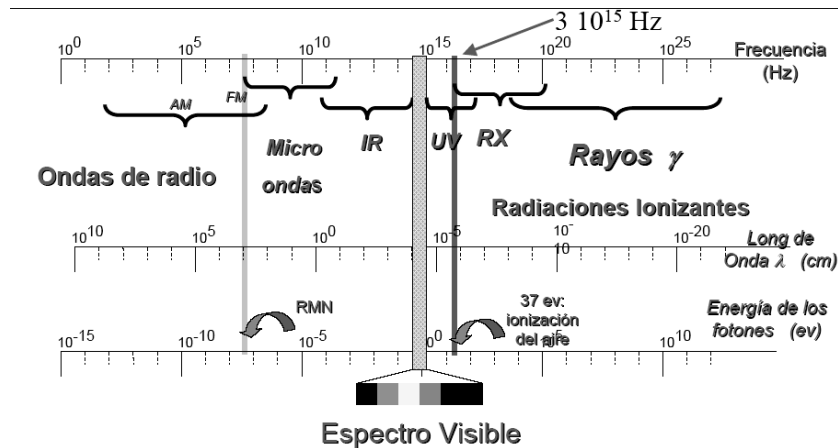


Figura 1-5 Espectro electromagnético y posición de los rayos X.

### 1.1.1 Generación de rayos X

En el tubo de rayos X se produce la conversión parcial de la energía cinética de electrones muy acelerados en fotones de rayos X (Jan 2006). En el tubo (en el vacío), el filamento (cátodo) al calentarse, emite una nube de electrones que son acelerados por el alto voltaje aplicado en bornes del cátodo y el ánodo. Estos electrones impactan en el ánodo (comúnmente de tungsteno) cediendo su energía cinética mayoritariamente en forma de calor y sólo un 4% en forma de fotones de rayos X. En la Figura 1-6 se representa un esquema del interior de un tubo de rayos X y se muestran dos ejemplos de tubos reales. En el ejemplo de la derecha se puede observar un blindaje (normalmente de plomo) para que los rayos X no salgan en todas direcciones sino por un determinado orificio del blindaje.

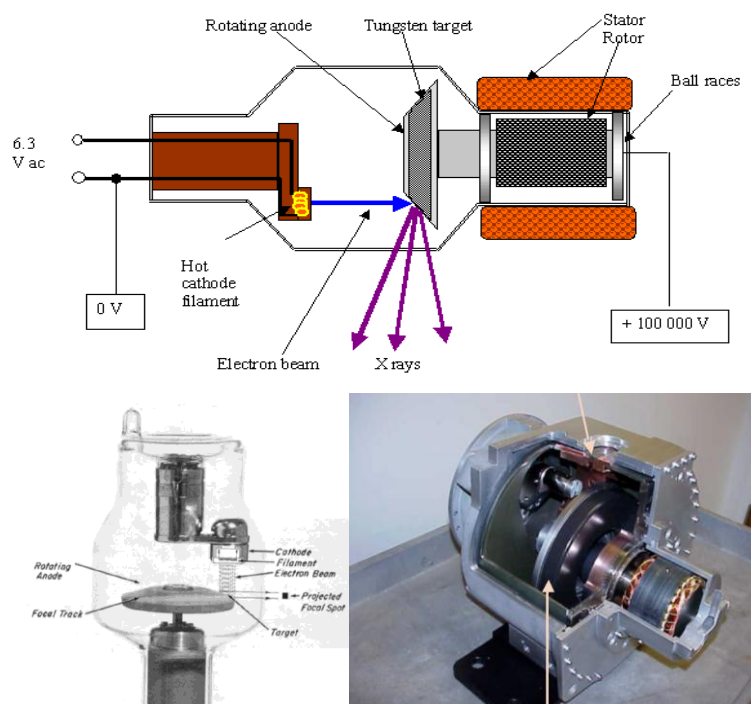
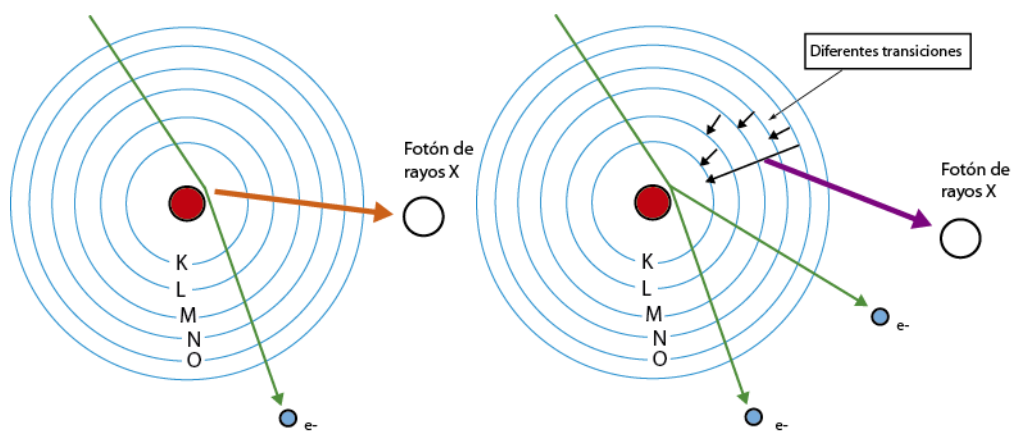


Figura 1-6 (Sup.) Esquema del interior de un tubo de rayos X, (inf.) ejemplo de primeros tubos de rayos X (izq.) y de tubo de rayos X actual (con blindaje) (dcha.).

Existen dos fenómenos responsables de la generación de los fotones de rayos X (Figura 1-7):

- **Radiación de frenado (*Bremsstrahlung*):** se produce cuando un electrón, al pasar cerca del núcleo de un átomo del ánodo, se frena y cambia su trayectoria liberando parte de su energía cinética en forma de fotón de rayos X. La cantidad de fotones generados por este fenómeno es inversamente proporcional a su energía tal y como se representa en la Figura 1-8. Se observa que es mayor la probabilidad de que los electrones sufran poco frenado liberando fotones de rayos X de menor energía.
- **Radiación característica:** se produce cuando un electrón, al incidir en el ánodo, ioniza uno de sus átomos extrayéndole un electrón de una de las capas internas (capa K en el caso de la Figura 1-7). Para rellenar el hueco, un electrón de la capa externa salta a la capa interna liberando (des-excitación) un fotón de rayos X con la energía característica correspondiente a la diferencia energética entre las dos capas. En la Figura 1-8 se observan los picos de radiación característica, cuya posición dependerá del material del ánodo. Si por el contrario, el electrón (incidente) extrae un electrón de una de las capas externas, la des-excitación liberará fotones de menor energía, concretamente, de luz ultravioleta.



**Figura 1-7 Modelo de los procesos implicados en la generación de los rayos X: *bremsstrahlung* y (dcha.) radiación característica.**

La mayoría de los fotones de poca energía son absorbidos por las paredes del tubo de rayos X, lo que afecta a la distribución espectral a bajas energías en la Figura 1-8.

## Introducción

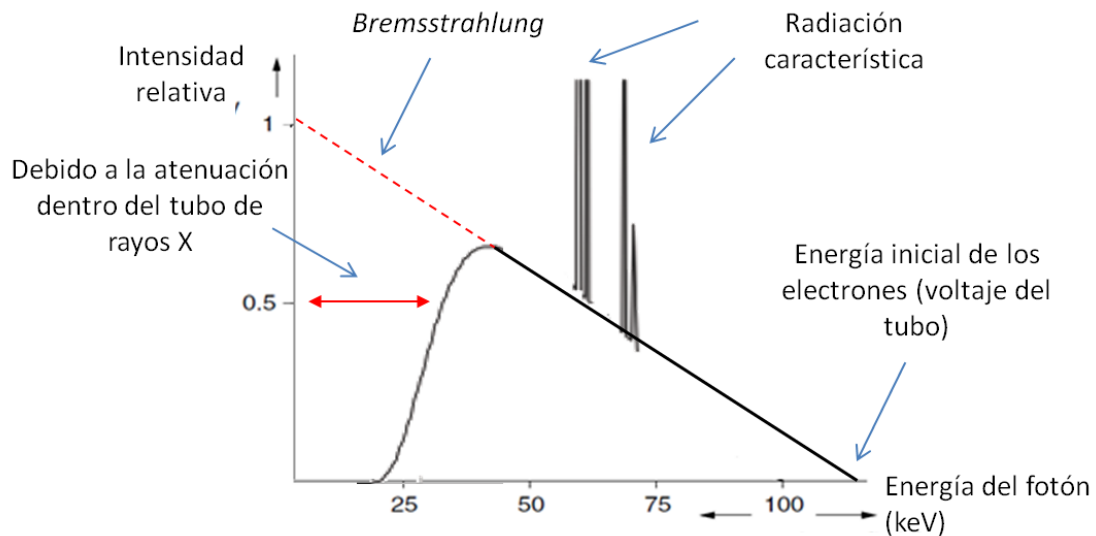


Figura 1-8 Forma característica del espectro de emisión de rayos X debido a los fenómenos típicos que se producen en el tubo de rayos X. Fuente: (Abella 2010).

### 1.1.2 Interacción de los rayos X con la materia

En la interacción de los fotones de rayos X con la materia en el rango de energías comúnmente utilizado en radiología (10-150 KeV), ocurren paralelamente los efectos *Rayleigh*, *Compton* y fotoeléctrico (Figura 1-9).

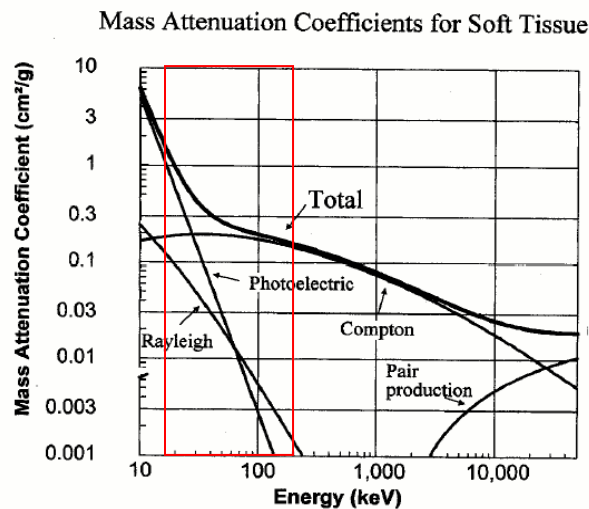


Figura 1-9 Esquema de los diferentes fenómenos producidos al interactuar los fotones de rayos X con tejido blando (efecto fotoeléctrico, *Compton*, *Rayleigh* y producción de pares) en función de la energía de estos fotones. El cuadro rojo señala el rango de energía (KeV) utilizado en imagen médica donde se producen los efectos fotoeléctrico, *Rayleigh* y *Compton*.

Estos procesos, que se esquematizan en la Figura 1-10, se deben a los siguientes fenómenos:

- **Efecto fotoeléctrico:** se produce cuando el fotón de rayos X cede toda su energía a un electrón de la muestra en forma de energía cinética, arrancándolo del átomo (ionización).

- **Efecto Compton:** se produce cuando un fotón de rayos X choca con un electrón del átomo, generando un fotón de menor energía y diferente trayectoria dependiendo de la energía aportada al electrón y del ángulo de incidencia.
- **Efecto Rayleigh:** el fotón de rayos X incidente al interactuar con el campo eléctrico de un electrón del átomo sufre una desviación, sin variar su energía.

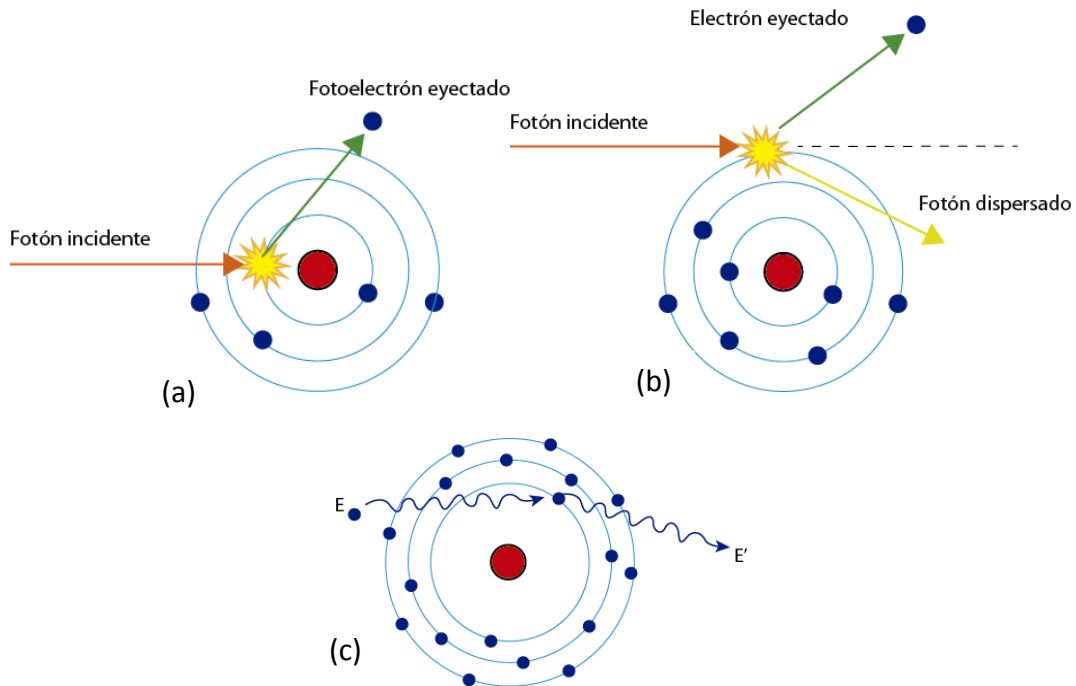
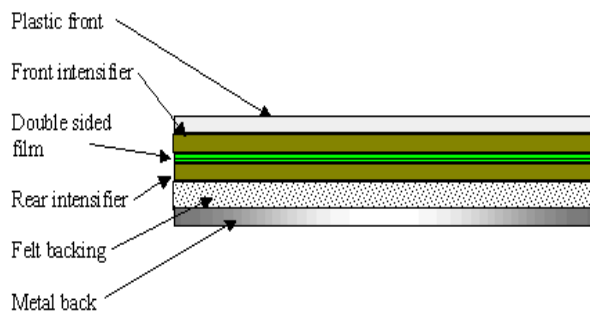


Figura 1-10 Esquema de los fenómenos que tienen lugar al interactuar los fotones de rayos X con la materia: (a) efecto fotoeléctrico, (b) efecto Compton y (c) efecto Rayleigh.

### 1.1.3 Detección de rayos X

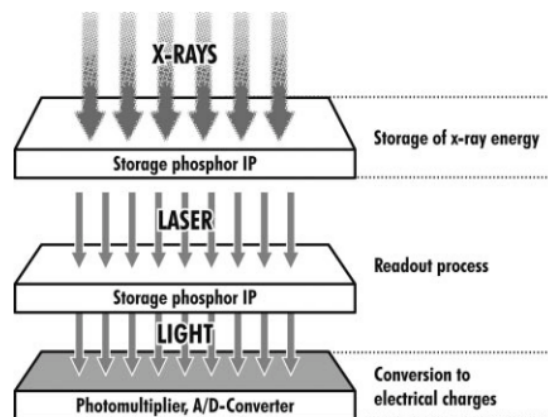
Los primeros detectores de rayos X utilizados en medicina se basaban en la película fotográfica cubierta por una emulsión de plata. La película es más sensible a los fotones de luz visible que a los rayos X, por lo que son necesarias dosis altas para obtener una imagen con una calidad razonable tras su revelado. Debido a este problema, se incluyeron pantallas intensificadoras en contacto con la película fotográfica (Figura 1-11). Al incidir los rayos X en la pantalla fluorescente, se liberan fotones de luz que excitan la película fotográfica reduciendo la dosis de rayos X al paciente.

## Introducción



**Figura 1-11 (Izq.) Esquema de corte transversal de una película fotográfica cubierta a ambos lados por una pantalla fluorescente y (dcha.) ejemplo de pantalla intensificadora comercial de Soyee Product Inc.**

Más tarde, en los años 80, aparecieron los primeros sistemas digitales conocidos como CR (*Computed Radiography*) que generan la imagen digital en dos etapas. En primer lugar, los fotones de rayos X excitan los electrones de la capa de cristales de fósforo, lo que implica el almacenamiento temporal de la energía. En la etapa de lectura, la capa de cristales es excitada con un láser produciendo la liberación de la energía almacenada en forma de luz visible. Después, dicha luz es recogida en un *array* de fotomultiplicadores que la convierten en señal eléctrica (analógica) y por último se produce la conversión analógica/digital. El proceso completo se encuentra esquematizado en la Figura 1-12.



**Figura 1-12 Esquema de la composición de un sistema de detección digital CR. Fuente: (Körner et al 2007).**

El proceso de lectura se produce en sistemas específicos fuera del sistema de captación de los rayos. La incorporación de los sistemas CR a los equipos clínicos es muy sencilla ya que únicamente es necesario intercambiar la placa fotográfica por el panel de detectores en el mismo soporte y sustituir el revelado por el proceso de lectura, tal y como se aprecia en la Figura 1-13.



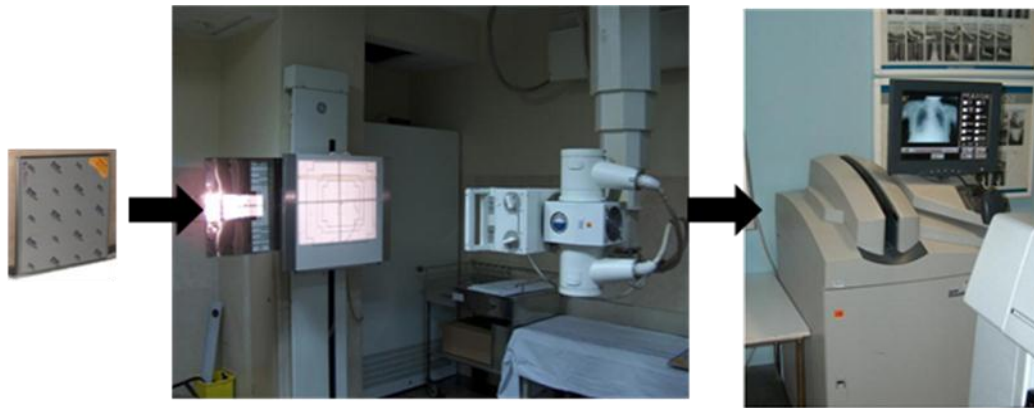


Figura 1-13 (Izq.) Ejemplo real de sistema CR clínico donde se observa el sistema de adquisición y el chasis que se inserta en la misma ranura que la película fotográfica y (dcha.) el escáner donde se produce la lectura de los datos.

Más tarde, en 1990, aparecieron los primeros sistemas DR (*Direct Radiography*) que convierten directamente los rayos X en señales eléctricas eliminando la necesidad de la etapa separada de lectura de los sistemas CR.

Los sistemas DR se dividen en directos e indirectos dependiendo del tipo de conversión de rayos X (Figura 1-14). En los sistemas de conversión directa los fotones de rayos X se convierten en señales eléctricas en una sola etapa mediante un material fotoconductor. En los sistemas de conversión indirecta, los fotones de rayos X se convierten en fotones de luz visible, que posteriormente se convierten en cargas eléctricas gracias a un *array* de fotodiodos. El detector *flat panel* es un tipo de DR que presenta un tamaño reducido y además ofrece la mejor calidad de la imagen y el mejor rendimiento en bajo contraste de todos los detectores digitales.

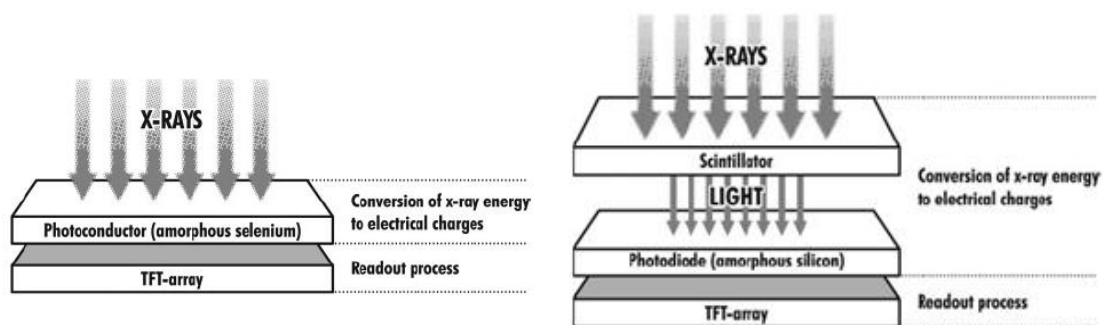


Figura 1-14 (Izq.) Esquema de la composición de un sistema de detección digital DR de conversión directa. (Dcha.) Esquema de la composición de sistema de detección digital DR de conversión indirecta (*flat panel*). Fuente: (Körner et al 2007).

## 1.2. Sistemas de tomografía de rayos X

La tomografía, en términos generales, se define como la técnica que permite obtener imágenes de cortes de un objeto sin practicar dicho corte (del griego, *tomé*: cortar y *grafos*: dibujo). Existen diferentes tipos de sistemas tomográficos:

## Introducción

- Los primeros sistemas estaban formados por una fuente puntual y un detector que han de desplazarse en paralelo en pequeños incrementos para rellenar una proyección, para luego rotar alrededor del objeto de estudio y así obtener datos en los distintos ángulos de proyección. Dicho proceso se muestra en la Figura 1-15. Las trayectorias que describen los rayos son líneas rectas perpendiculares al plano de proyección, lo que corresponde con la geometría de **rayos paralelos**.

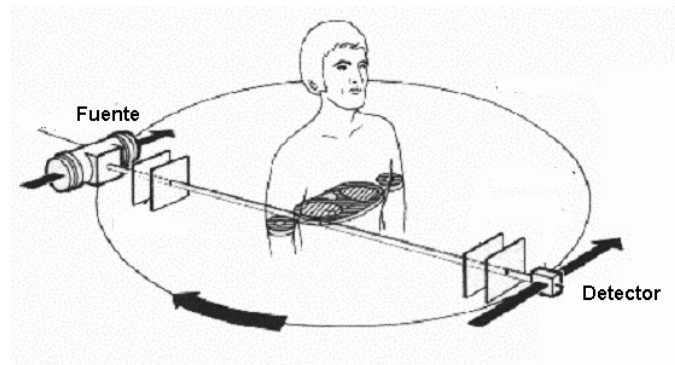


Figura 1-15 Esquema de los primeros tomógrafos con adquisición en rayos paralelos.

Para aprovechar la dosis de radiación que emite el tubo en direcciones diferentes a la perpendicular sobre un mismo plano y reducir el número de desplazamientos de la fuente y del detector, el detector pasó a formar una fila. En este tipo de sistemas, las trayectorias que describen los rayos no son paralelas, sino que divergen desde un mismo punto en forma de abanico, lo que se conoce como geometría **fan beam**. Atendiendo a la forma del detector, existen dos configuraciones diferentes (Figura 1-16):

- de rayos equiespaciados, en la que el detector sigue una línea recta.
- de rayos equiángulos, en la que el detector forma un arco de circunferencia.

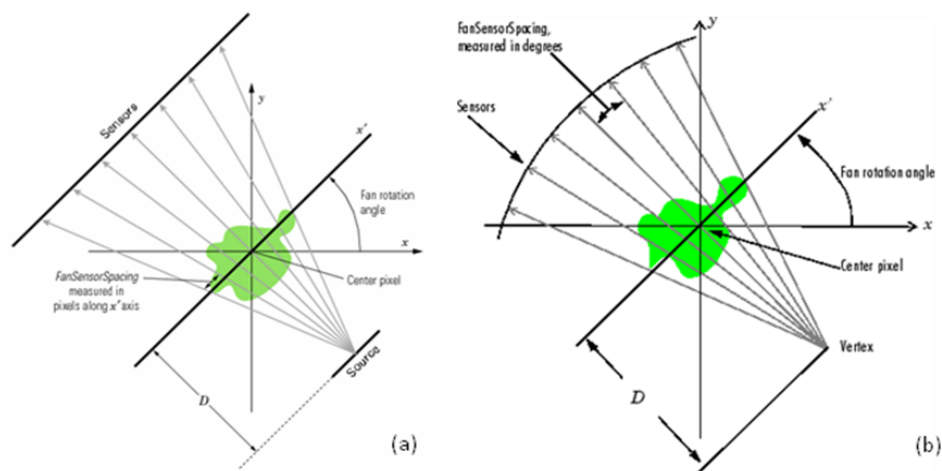


Figura 1-16 Segunda generación de tomógrafos, *fan beam*: (a) de rayos equiespaciados y (b) equiángulos.

- Para acelerar la adquisición en cada posición angular se extendió la idea de *fan beam* a tres dimensiones (aprovechando los rayos emitidos en todas las direcciones) y el detector pasó a formar un plano. En estos sistemas, los rayos emitidos atraviesan el cuerpo describiendo un cono, lo que se conoce como geometría **cone beam** (Figura 1-17).

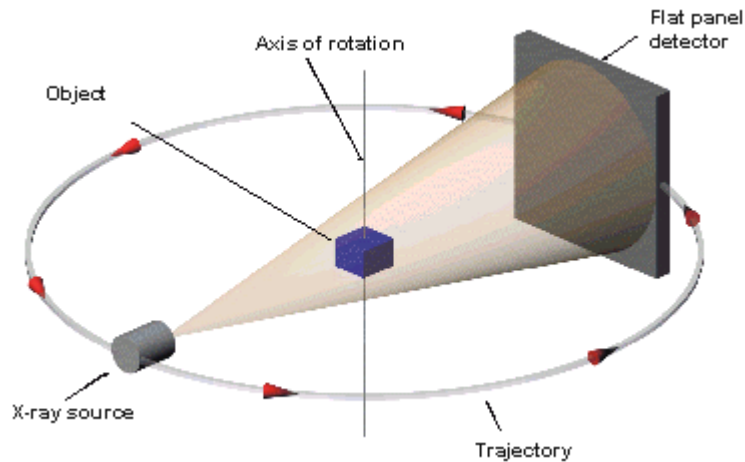


Figura 1-17 Esquema de adquisición de un tomógrafo con geometría *cone beam*.

- Por último, para acelerar la adquisición, se extendieron las ideas de *fan beam* o *cone beam* a espiral. En los equipos helicoidales, la fuente y el detector rotan alrededor del paciente mientras éste es desplazado longitudinalmente, por lo que los rayos describen una trayectoria en espiral o **helicoidal** (Figura 1-18).

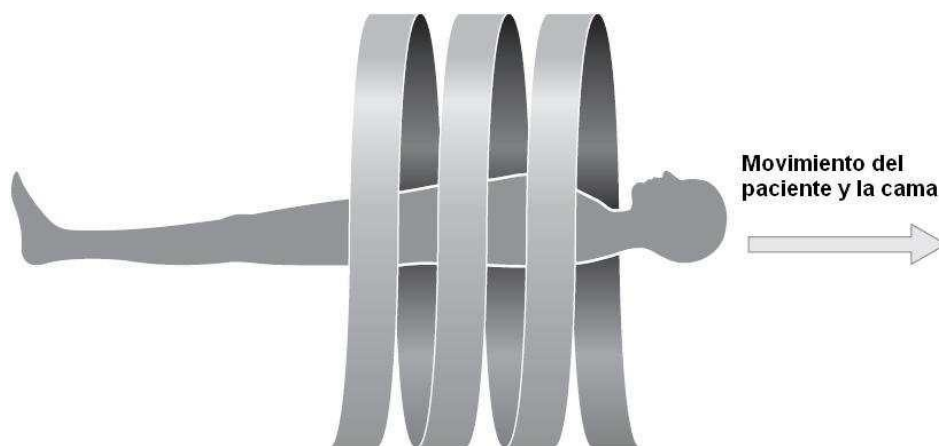


Figura 1-18 Esquema de adquisición de un tomógrafo helicoidal donde la flecha indica la dirección del movimiento del paciente junto con la cama y la espiral que rodea al paciente representa la trayectoria que describen el detector y la fuente.

### 1.3. Proyección

Los datos recogidos en cualquiera de los sistemas de tomografía de rayos X, explicados en el apartado 1.2, forman lo que se conoce como proyecciones. Para la explicación intuitiva del concepto de proyección, partiremos de un ejemplo sencillo de imagen 2D con diferentes coeficientes de atenuación ( $\mu$ ) y geometría de rayos paralelos (Figura

## Introducción

1-19). La proyección para el ángulo de proyección  $\Theta=0^\circ$  será la suma de los coeficientes de atenuación a lo largo de las trayectorias horizontales que describen los rayos. Cada dato de la proyección representa la atenuación total atravesada por un rayo y el eje  $t$  indica la distancia del rayo al centro de coordenadas del objeto. Pero dicha información es insuficiente para conocer la disposición y los cuatro valores de atenuación de la imagen. Si proyectamos para  $\Theta=90^\circ$  dispondríamos además de la información de la atenuación total a lo largo del eje vertical. En este caso sencillo (sin ruido) se necesitan únicamente dos rayos para dos ángulos diferentes ya que se obtiene un sistema de cuatro ecuaciones con cuatro incógnitas. En un caso real, el número de incógnitas es mayor, por lo que necesitaremos más proyecciones (datos) para reconstruir el objeto fielmente en un escáner.

## Corrección del artefacto de endurecimiento de haz en TAC de pequeños animales



Figura 1-19 Ejemplo sencillo del concepto de proyección.

### 1.3.1 Definición formal de proyección

Al extender el ejemplo anterior al caso continuo, una proyección será un conjunto de integrales de línea de alguna propiedad de la imagen como se define en la siguiente ecuación para el caso de rayos paralelos (Figura 1-20):

$$P_{\theta}(t) = \int_{(\theta,t)} f(x,y) \cdot ds = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \cdot \delta(x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \text{sen}(\theta) - t) \cdot dx \cdot dy \quad (1.2)$$

$$t = x \cdot \cos \theta + y \cdot \text{sen} \theta \quad (1.3)$$

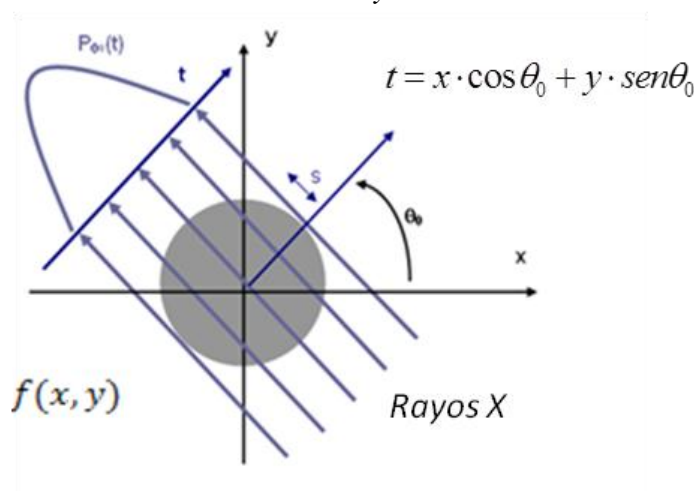


Figura 1-20 Esquema de la definición de proyección. Las líneas representan los rayos paralelos que atraviesan el objeto  $f(x,y)$  para el ángulo de proyección  $\theta_0$  y las integrales a lo largo de cada línea forman la proyección para ese ángulo,  $P_{\theta_0}(t)$ . El valor de la proyección es alto en el centro y bajo en los bordes ya que los rayos que más cantidad de objeto atraviesan son los centrales.

Para rayos paralelos, la función  $P_{\theta}(t)$  definida para todo valor de  $t$  y todo  $\theta$  se conoce como transformada *Radon* de la función  $f(x,y)$ .

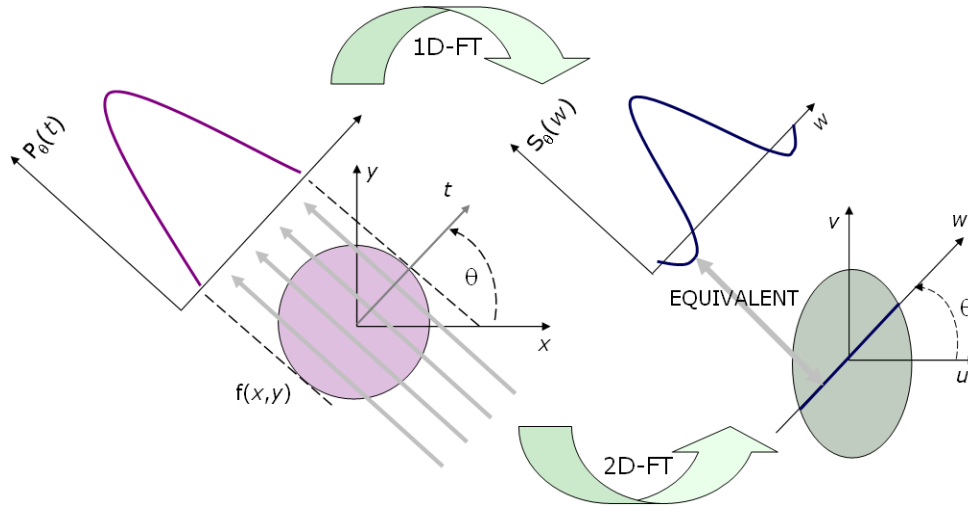
## 1.4. Métodos de reconstrucción de imagen

La idea central de la tomografía es la reconstrucción de un volumen partiendo de los datos de proyección (integrales lineales) del mismo. Existen diferentes métodos de reconstrucción que se pueden agrupar en analíticos e iterativos atendiendo a la base matemática que utilizan a la hora de hacer la inversión desde las proyecciones hasta el conjunto de datos original.

### 1.4.1 Métodos de reconstrucción analíticos

Los métodos analíticos tratan de encontrar una expresión analítica que permita hacer la transformada inversa de *Radon* para pasar del espacio de los datos medidos en el

tomógrafo agrupados en proyecciones al espacio de la imagen. Estos métodos se basan en el teorema del corte central, que permite relacionar las proyecciones,  $P_{\theta}(t)$ , con la transformada de Fourier de la distribución  $f(x,y)$  como se muestra en la Figura 1-21.



**Figura 1-21 Teorema del corte central. Fuente: (Abella 2010).**

Para demostrar el teorema del corte central analizamos la transformada de Fourier 2D de la imagen,  $F(u,v)$ , particularizada en la línea  $v=0$ , que resulta coincidir con la transformada de Fourier 1D de la proyección según la trayectoria  $\theta = 0$ :

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \Rightarrow F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi ux} dx dy \Rightarrow \quad (1.4)$$

$$F(u, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta=0}(x) \cdot e^{-j2\pi ux} dx \Rightarrow F(u, 0) = TF\{P_{\theta=0}(x)\} = S_{\theta=0}(u) \quad (1.5)$$

Teniendo en cuenta la propiedad de rotación de la transformada de Fourier, que dice que la transformada de Fourier 2D de la distribución girada un ángulo  $\alpha$  respecto al origen es la versión girada el mismo ángulo de  $F(u,v)$ , tenemos:

$$TF\{P(x, \theta + \alpha)\} = F(u, v + \alpha) \quad (1.6)$$

Con todo esto, se puede enunciar el siguiente teorema:

*“La transformada de Fourier de una proyección paralela de una distribución  $f(x,y)$  según un ángulo  $\theta$  es igual a los valores de la transformada de Fourier 2D de la distribución en la recta que pasa por el origen formando el mismo ángulo  $\theta$  con el eje  $u$ ”.*

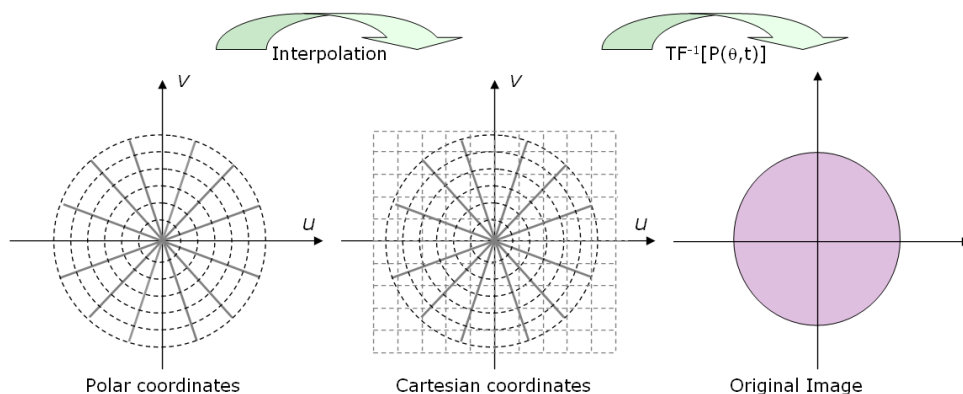
Partiendo de los resultados de este teorema se han propuesto dos tipos de aproximaciones para invertir la transformada de Radon y así obtener  $f(x,y)$ : los basados en la transformada inversa de Fourier y los basados en la retroproyección filtrada.

### 1.4.1.1 Método directo de Fourier

Según el teorema del corte central, realizando la transformada de Fourier 1D de las proyecciones a diferentes ángulos de un determinado objeto,  $f(x,y)$ , es posible determinar los valores de la transformada de Fourier 2D del objeto,  $F(u,v)$ . Si se tomasen infinitas proyecciones, se conocerían todos los puntos de  $F(u,v)$  y por tanto, sería posible recuperar perfectamente el objeto  $f(x,y)$  utilizando la transformada inversa de Fourier:

$$f(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u,v) e^{-j2\pi(ux+vy)} du dv \quad (1.7)$$

En la práctica, sólo se dispone de un conjunto finito de proyecciones y la transformada de Radon rellena con muestreo polar la transformada de Fourier 2D del objeto. Para usar la FFT (*Fast Fourier Transform*), es necesario pasar por un proceso de interpolación que permita un muestreo cartesiano (Figura 1-22). Este paso es el punto más conflictivo de estos métodos ya que lejos del centro de coordenadas (alta frecuencia) se dispone de menor número de muestras, con lo que el error de interpolación será mayor, introduciendo importantes artefactos.



**Figura 1-22 Método directo de reconstrucción donde la gráfica de la izquierda se corresponde con la transformada de Fourier 2D del objeto en coordenadas polares, la gráfica del centro se corresponde con la misma transformada en coordenadas cartesianas tras la interpolación y la gráfica de la derecha representa el objeto  $f(x,y)$ , tras realizar la transformada inversa 2D de Fourier. Fuente: (Abella 2010).**

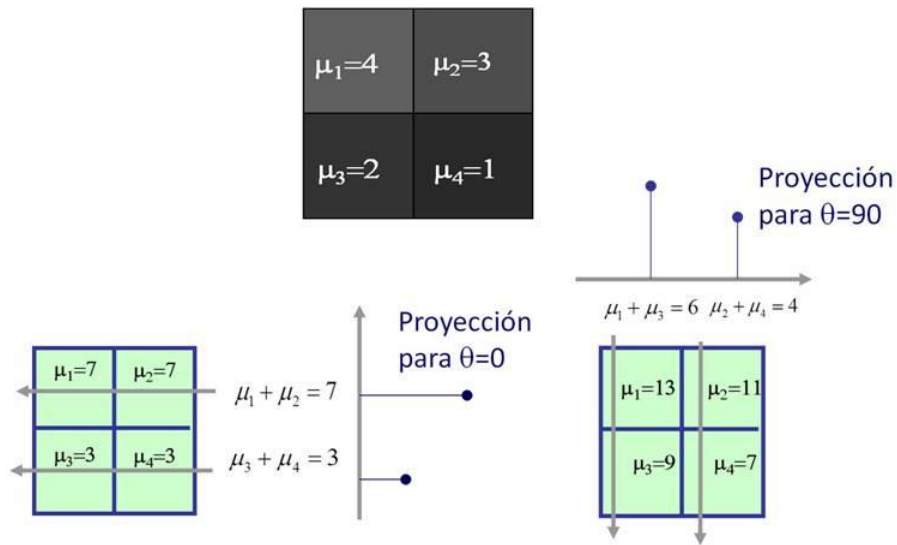
### 1.4.1.2 Retroproyección filtrada

Al igual que el método anterior, la retroproyección filtrada, en inglés *Filtered Backprojection* (FBP), se basa en el teorema del corte central y consta de dos etapas claramente diferenciadas: retroproyección y filtrado.

Para la comprensión intuitiva de la principal etapa del método FBP, la retroproyección, continuaremos con el ejemplo sencillo de la Figura 1-19. La imagen retroproyectada para el ángulo  $\Theta=0^\circ$  (Figura 1-23) se calcula replicando los valores de atenuación recogidos por los rayos horizontales. De la misma forma, se obtiene la imagen

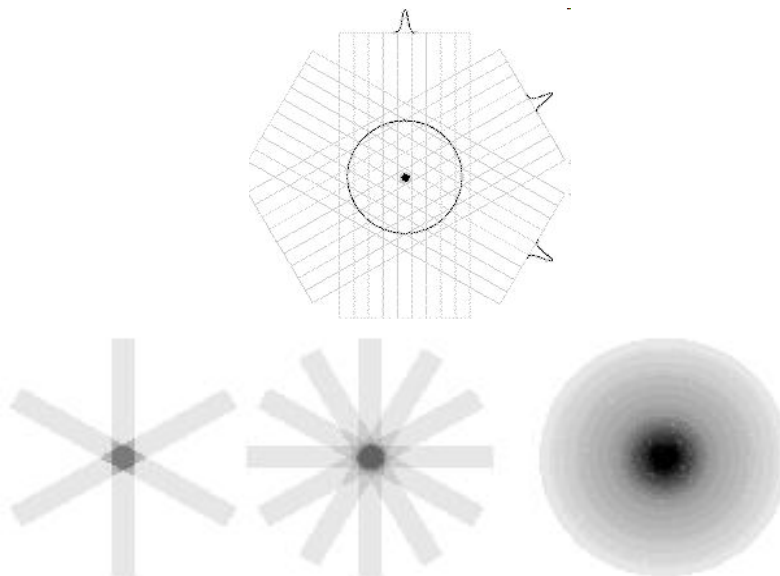


retroproyectada para un ángulo de  $90^\circ$ . La imagen final de retroproyección será la suma de las imágenes de retroproyección para cada ángulo.



**Figura 1-23** Ejemplo sencillo del concepto de retroproyección. La imagen superior es la original, la imagen de la izquierda se obtiene al retroproyectar para  $\Theta=0^\circ$  y la imagen de la derecha es la suma de las imágenes retroproyectadas para  $\Theta=0^\circ$  y  $\Theta=90^\circ$ . La imagen resultante no es exactamente igual a la original pero se puede observar que se mantiene la distribución de los valores de los píxeles.

Como se ha mencionado anteriormente, en un caso real (con más píxeles), se necesitarán más proyecciones. En la Figura 1-24 se muestran varios ejemplos de imágenes retroproyectadas a partir de diferente número de proyecciones.



**Figura 1-24** La imagen original (superior) formada por un punto, es proyectada para diferentes ángulos. En la parte inferior, se representan las imágenes resultantes tras la retroproyección para 3, 6 y 360 ángulos; en el último caso se observan los bordes del punto más redondeados.

La imagen resultado de la retroproyección representa una versión emborronada de la imagen original (tiene mucho contenido de baja frecuencia), por lo que para recuperar

completamente la imagen original será necesaria la etapa de filtrado. Esto se puede ver en el ejemplo mostrado en la Figura 1-25. La imagen (a) es la obtenida tras la retroproyección, altamente borrosa ya que como se observa en su transformada de Fourier 2D (Figura 1-25 a') los valores más altos se concentran en las bajas frecuencias. Para realzar los bordes y mejorar dicha imagen, se utiliza un filtro rampa 2D con forma de cono (Figura 1-24 b) que da más peso a las componentes de alta frecuencia que a las de baja. El resultado es una imagen con mejor definición (Figura 1-25 c) que la retroproyectada.

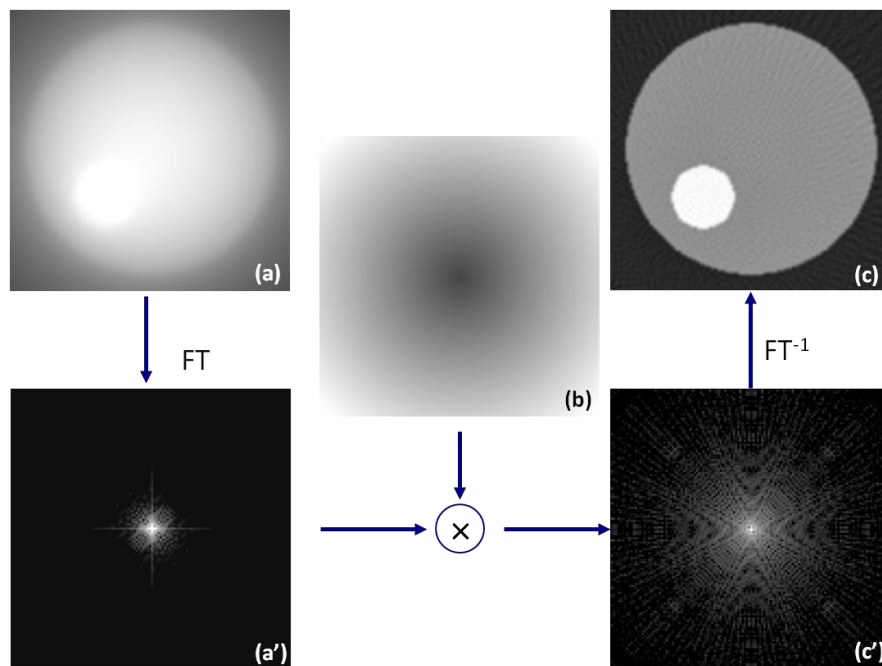


Figura 1-25 Ejemplo del efecto del filtrado en la reconstrucción mediante FBP.

#### 1.4.1.2.1 Definición formal de FBP

Dado que las transformadas de Fourier de las proyecciones rellenan puntos del espacio de Fourier de la imagen con un esquema de muestreo polar (no cartesiano), como vimos en el teorema del corte central, parece razonable tratar el problema de la inversión haciendo uso de un sistema de coordenadas polar en el dominio de la frecuencia. A partir del análisis de las ecuaciones que relacionan la transformada de Radon con la transformada de Fourier del objeto, se puede observar que la inversión de la transformada Radon se puede convertir en una retroproyección de las proyecciones previamente filtradas en el dominio del espacio de imagen, lo que da su nombre al método.

El desarrollo parte de la ecuación que relaciona la distribución  $f(x,y)$  con su transformada de Fourier en 2D  $F(u,v)$ :

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) \cdot e^{j2\pi(ux+vy)} \cdot du \cdot dv \quad (1.8)$$

El paso de este sistema de coordenadas  $(u, v)$  a un sistema de coordenadas polar, que se ajuste a los datos que tenemos en el dominio de la frecuencia, viene definida por las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} u &= w \cdot \cos \theta \\ v &= w \cdot \text{sen} \theta \\ du \cdot dv &= w \cdot dw \cdot d\theta \end{aligned} \quad (1.9)$$

Se puede expresar (1.8) en el sistema polar  $(w, \theta)$  sustituyendo en la ecuación  $(u, v)$  según (1.9):

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) \cdot e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \text{sen} \theta)} \cdot w \cdot dw \cdot d\theta \quad (1.10)$$

Ahora, dividiendo esta integral para  $\theta \in [0, 2\pi]$  en dos partes  $\theta \in [0, \pi]$  y  $\theta \in [\pi, 2\pi]$ :

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) \cdot e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \text{sen} \theta)} \cdot w \cdot dw \cdot d\theta + \\ &\int_{\pi}^{2\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) \cdot e^{j2\pi w(x \cos \theta + y \text{sen} \theta)} \cdot w \cdot dw \cdot d\theta \end{aligned} \quad (1.11)$$

A partir de la propiedad de la transformada de Fourier:

$$F(w, \theta + \pi) = F(-w, \theta) \quad (1.12)$$

La expresión (1.11) queda:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} F(w, \theta) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi \cdot w \cdot t} dw \right] \cdot d\theta \quad (1.13)$$

Teniendo en cuenta el teorema del corte central se puede sustituir la transformada 2D de la distribución para un ángulo de proyección  $\theta$  dado por la transformada 1D de la proyección correspondiente, lo que da lugar a:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} S_{\theta}(w) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi \cdot w \cdot t} dw \right] d\theta \quad (1.14)$$

donde, para mayor claridad:

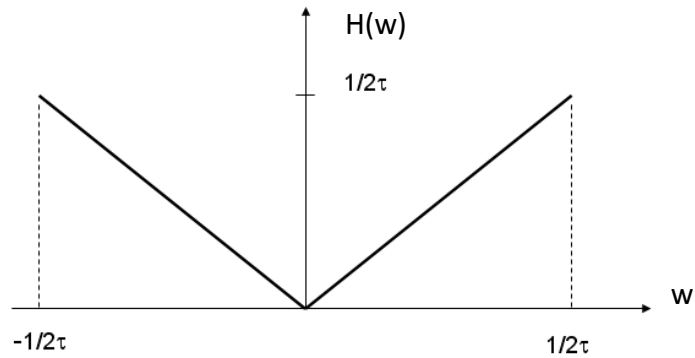
$$Q_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_{\theta}(w) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi \cdot w \cdot t} dw \quad (1.15)$$

Esta ecuación no es sino la transformada inversa de Fourier del producto de dos transformadas. Este producto se corresponde en el espacio de la proyección con la convolución de la proyección,  $P_{\theta}(t)$ , con una función cuya transformada de Fourier es igual a la función rampa en frecuencia,  $|w|$ , mostrada en la Figura 1-26. Es, por tanto, una proyección filtrada.

A partir de (1.14) y (1.15), se tiene:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} Q_{\theta}(x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta) \cdot d\theta \quad (1.16)$$

Esta última fórmula es la formalización matemática de la etapa de retroproyección: las proyecciones filtradas son retroproyectadas a lo largo de las líneas de proyección y sumadas.



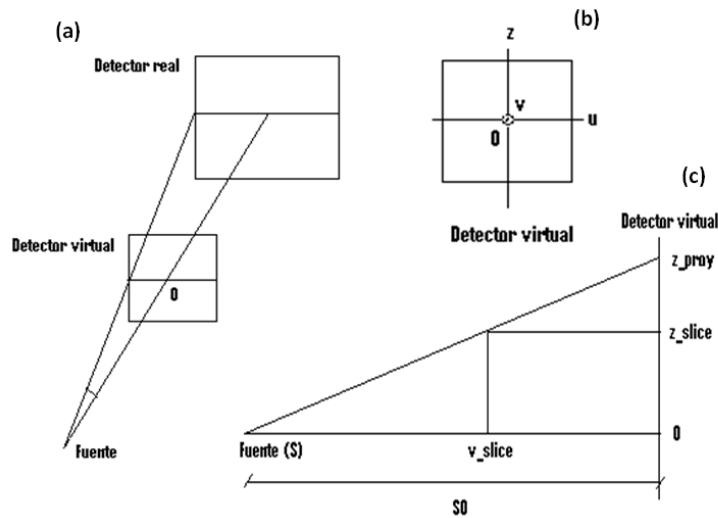
**Figura 1-26 Filtro rampa en el dominio de la frecuencia.**

Este método se puede extender fácilmente a diferentes geometrías 2D de rayos como *fan beam* (tanto equiespaciados como equiángulos) así como a reconstrucción en 3D con geometrías *cone beam* (Kak 1988).

### **1.4.1.3 Reconstrucción FDK**

FDK es un algoritmo de reconstrucción para tomografía *cone beam* con trayectoria circular propuesto por Feldkamp, David y Kreis en 1984 (Feldkamp et al 1984). Este método propone una aproximación a 3D de la FBP (Turbell 2001) por lo que también se basa en el teorema del corte central.

Para el desarrollo de este método se estudia el problema como si fuera FBP introduciendo una tercera coordenada (axial) de forma que se puedan considerar todos los rayos a partir de transformaciones del sistema de coordenadas. Además, para una implementación más eficiente, se suele hacer coincidir el sistema de coordenadas del detector real con el sistema de coordenadas del objeto (detector virtual en la Figura 1-27).



**Figura 1-27 (a) vista en perspectiva, (b) vista frontal y (c) vista lateral de la geometría cone beam. Para la reconstrucción se harán coincidir el sistema de coordenadas del detector real con el del detector virtual.**

El desarrollo matemático del método de reconstrucción, que se puede ver en detalle en (Kak 1988), resulta en la siguiente fórmula:

$$f(u, v, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D_{FO}}{(D_{FO}-v)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_{\beta}(s, z) h\left(\frac{D_{FO}}{D_{FO}-v} - s\right) \frac{D_{FO}}{\sqrt{D_{FO}^2+z^2+u^2}} ds d\beta \quad (1.17)$$

que representa la convolución de las proyecciones  $R_{\beta}$  y de la versión en el espacio del filtro rampa descrito en el apartado anterior. Además, las proyecciones son ponderadas dos veces. El primer ponderado,  $\frac{D_{FO}}{\sqrt{D_{FO}^2+z^2+u^2}}$ , aparece por el cambio de coordenadas para hacer compensar la longitud los rayos oblicuos del cono. El segundo ponderado,  $\frac{D_{FO}}{(D_{FO}-v)^2}$ , depende de la distancia del punto a reconstruir a la fuente.

En cone beam con trayectoria circular tenemos proyecciones en todos los ángulos pero resultantes de mezclas de distintos planos. Con FDK se suaviza la condición de suficiencia suponiendo que se puede reconstruir el volumen rodaja a rodaja con los datos que se tienen aunque estos no completen el espacio de Radon. En realidad, solo en la rodaja central se tienen los datos correctos para poder aplicar FBP, por lo que es la única rodaja que se puede reconstruir sin error. El error será mayor según nos alejamos de esta rodaja, lo que se conoce como artefacto de cone beam.

### 1.4.2 Métodos de reconstrucción iterativos

Estos métodos, basados en el trabajo de Kaczmarz de 1937, proponen una forma diferente de atacar el problema de la reconstrucción: considerar el volumen a reconstruir una matriz de incógnitas estableciendo las ecuaciones en función de los datos medidos, resultando el siguiente sistema de ecuaciones:

## Introducción

$$\begin{aligned}w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + w_{13}f_3 + \dots + w_{1n}f_n &= p_1 \\w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + w_{23}f_3 + \dots + w_{2n}f_n &= p_2 \\&\dots \\w_{31}f_1 + w_{32}f_2 + w_{33}f_3 + \dots + w_{3n}f_n &= p_m\end{aligned}\tag{1.18}$$

Donde  $f_j$  es el valor de gris del vóxel  $j$  del volumen que se quiere reconstruir,  $p_i$  el valor medido en el detector para el rayo  $i$ , y  $w_{ij}$  los pesos que definen la influencia del vóxel  $j$  en el rayo  $i$ . Si expresamos el problema en forma matricial, tenemos:

$$W \cdot f = P\tag{1.19}$$

La matriz  $W$  tiene un tamaño muy elevado (del orden de unos 100000 TB), por lo que su inversión directa queda actualmente descartada. En el enfoque utilizado en las técnicas iterativas, el sistema se va resolviendo por aproximaciones sucesivas para llegar finalmente a una estimación razonable de la distribución que originó los datos observados. Esta idea se presenta de forma gráfica en la Figura 1-28. El método parte de una estimación simplificada de la imagen (formada por unos en el campo de visión y ceros el resto en el ejemplo de la figura). Las proyecciones simuladas de esta imagen son comparadas en cada iteración con las proyecciones reales y el error cometido se corrige en la estimación. El procedimiento se repite hasta obtener la imagen que más fielmente represente los datos.

Si bien estos métodos son computacionalmente costosos, sus resultados son mejores que los de los métodos analíticos en algunos casos, por ejemplo cuando el número de proyecciones recogidas es escaso o cuando éstas son muy ruidosas. Estos métodos permiten incluir un modelo más completo del proceso de adquisición real (no sólo geometría como en los métodos analíticos), además de la caracterización del ruido en los métodos estadísticos (un tipo de iterativos).

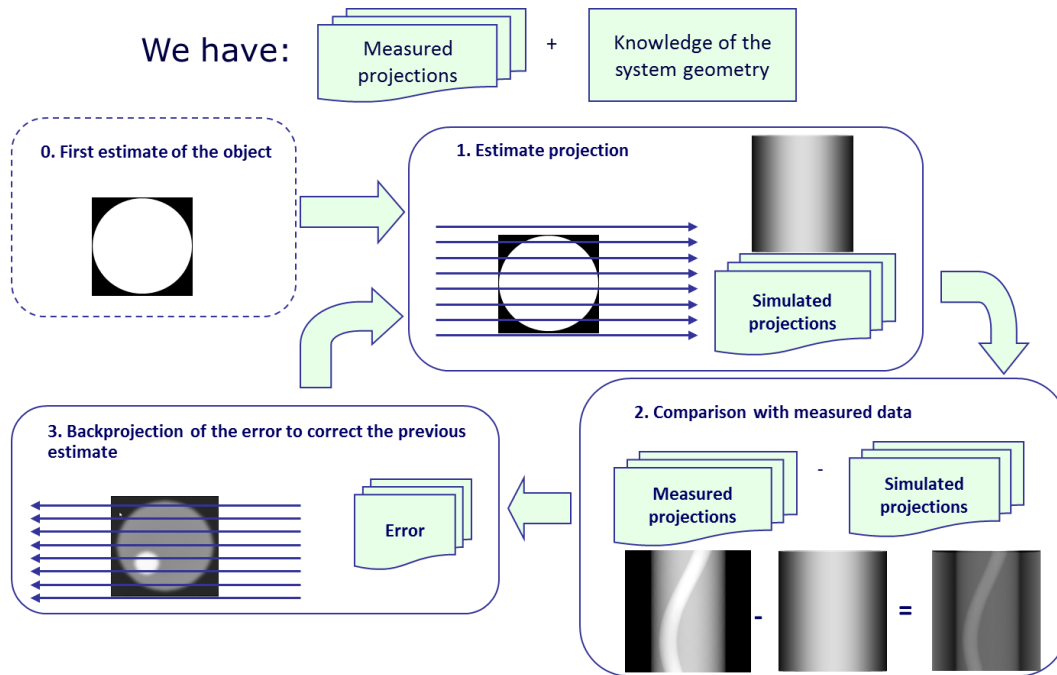


Figura 1-28 Esquema del funcionamiento de los métodos de reconstrucción iterativos. Fuente: (Abella 2010).

## 1.5. Artefactos en TAC

El término “artefacto” en imagen se refiere a cualquier discrepancia sistemática entre la imagen reconstruida y los verdaderos coeficientes de atenuación del objeto. Las imágenes en TAC son más propensas a artefactos que las radiografías convencionales debido a que la imagen es reconstruida a partir del orden de un millón de medidas de detectores independientes; los algoritmos de reconstrucción asumen que todas esas medidas son consistentes, por lo que cualquier error de medida se reflejará como un error en la imagen reconstruida (Barrett et al 2004).

Los artefactos que aparecen en las imágenes de TAC se puede agrupar en cuatro categorías (Barrett et al 2004): (1) originados por fenómenos físicos que resultan de procesos implicados en la adquisición de la imagen; (2) originados por el paciente, como por ejemplo los derivados del movimiento del paciente o de la presencia de materiales metálicos como implantes o empastes dentales; (3) originados por imperfecciones en el escáner, como los debidos a desalineamientos del detector, y (4) originados por el proceso de reconstrucción.

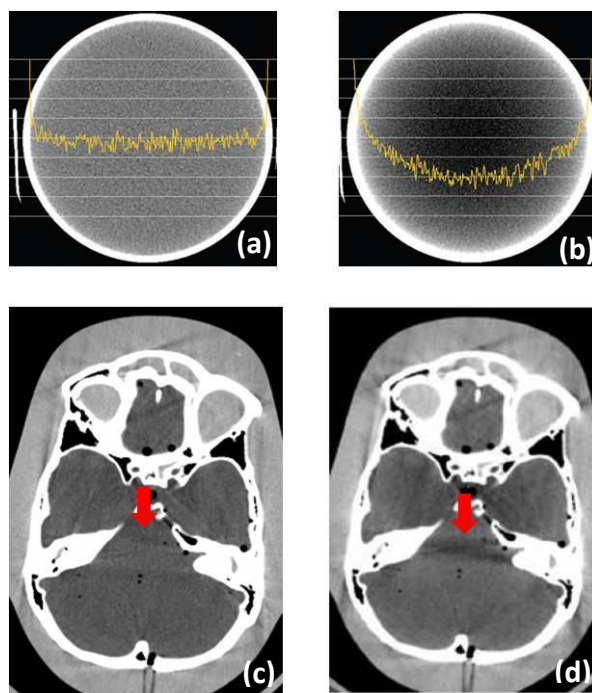
### 1.5.1 De origen físico

#### 1.5.1.1 Endurecimiento de haz o beam hardening

Existen dos factores que intervienen en el origen del endurecimiento de haz: la dependencia del coeficiente de atenuación con la energía y la policromaticidad de la fuente de rayos X. Se denomina endurecimiento de haz, en inglés, *beam hardening*, al proceso por el cual la energía media del haz de rayos X aumenta al atravesar un

## Introducción

material (el haz se “endurece”) debido a que los fotones de menos energía son preferentemente absorbidos. Debido a este efecto, rayos X atravesando diferentes caminos a través de un objeto, emergerán con espectros diferentes, dando lugar a medidas inconsistentes que resultan en artefactos de reconstrucción. Los artefactos típicos en TAC debidos al endurecimiento de haz son: *cupping* en objetos homogéneos, y líneas y bandas oscuras entre objetos densos en volúmenes heterogéneos (Figura 1-29).



**Figura 1-29** (a) Corte axial de la imagen TAC de un cilindro homogéneo sin endurecimiento de haz donde la línea amarilla representa el perfil central, (b) mismo corte no homogéneo debido al endurecimiento de haz, donde se aprecia la forma característica de *cupping* en el perfil central (línea amarilla), (c) corte axial de la imagen TAC de cráneo sin endurecimiento de haz y (d) mismo corte con el artefacto de banda oscura que señala la flecha roja debido al endurecimiento de haz.

### 1.5.1.2 *Photon starvation*

Cuando a los detectores llega un número insuficiente de fotones, ocurre el fenómeno conocido como *photon starvation*. En áreas densas, muchos fotones son absorbidos y no alcanzan los detectores, dando lugar a proyecciones muy ruidosas por falta de señal (disminución de la relación señal-ruido). En la imagen reconstruida, aparecerán diferentes artefactos como por ejemplo, las rayas blancas que se observan en la Figura 1-30.



**Figura 1-30** Corte coronal (izq.) y corte axial (dcha.) de una imagen de TAC clínico con artefactos producidos por *photon starvation* en la zona de la clavícula.

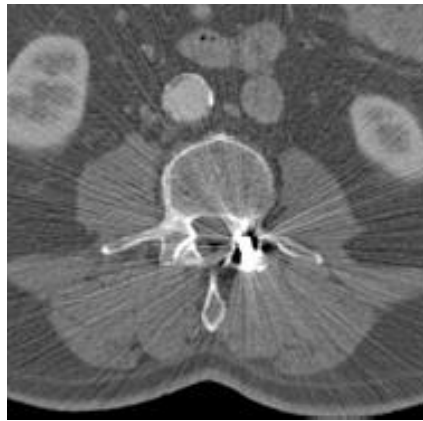


Una posible solución para mitigar dicho artefacto es el aumento de la corriente del tubo de rayos X para aumentar la probabilidad del número de fotones que alcancen el detector. Sin embargo, estaremos aumentando la dosis de radiación en zonas de tejido blando innecesariamente. Por otra parte, existen métodos *software* de corrección basados en la aplicación de filtros adaptativos a las proyecciones.

## **1.5.2 Derivados del paciente**

### **1.5.2.1 Artefactos metálicos**

La presencia de objetos metálicos en el campo de visión puede introducir artefactos que degradan la calidad de la imagen, como se muestra en el ejemplo de la Figura 1-31. Esto es debido al alto coeficiente de atenuación a los rayos X de estos objetos, que impide que llegue señal al detector.

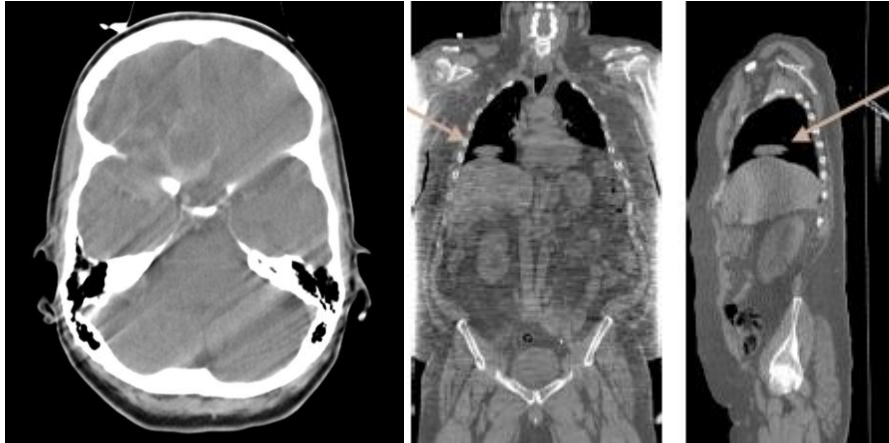


**Figura 1-31** Ejemplo de imagen TAC con artefacto de origen metálico.

En algunos casos, dichos artefactos se pueden evitar mediante la retirada de los objetos metálicos por parte del paciente; en otros casos, como las prótesis dentales o los clavos quirúrgicos, donde la retirada de estos objetos no es viable, son necesarios métodos de corrección de post-proceso. Estos métodos mejoran la calidad de la imagen pero no son capaces de recuperar detalles en el tejido que rodea al objeto metálico.

### **1.5.2.2 Movimientos del paciente**

Posibles movimientos del paciente pueden dar lugar a proyecciones inconsistentes, lo que provoca artefactos en las imágenes reconstruidas como las bandas que aparecen en el ejemplo de la izquierda de la Figura 1-32. Por otra parte, movimientos involuntarios como la respiración pueden originar artefactos importantes en la zona del diafragma, como se observa en el panel derecho de la Figura 1-32.



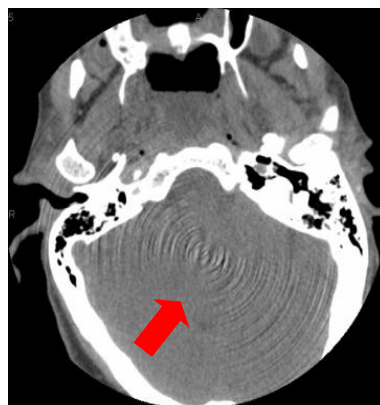
**Figura 1-32 (Izq.)** Ejemplo de imagen TAC con artefactos debidos al movimiento del paciente y (dcha.) cortes coronal y sagital de imagen TAC donde la flecha señala una estructura del hígado que se introduce en el pulmón debido al movimiento del diafragma

Para la corrección de artefactos en estudios dinámicos cardíacos o de tórax, se utilizan diferentes estrategias para la obtención de la señal respiratoria o cardíaca en el tiempo. A partir de la señal obtenida, se puede adquirir *a priori* únicamente en los instantes en los que la señal se repita, o corregir *a posteriori* las proyecciones.

### **1.5.3 Derivados del escáner**

#### **1.5.3.1 Artefactos de anillo**

En tomógrafos que utilizan detectores de tipo *flat-panel* y que describen trayectorias circulares aparecen artefactos de anillo en las imágenes reconstruidas, que dificultan el análisis cuantitativo de las imágenes como se observa en el ejemplo de la Figura 1-33. Estos artefactos se deben a diferencias de ganancia en los píxeles del detector (Abella et al 2011).

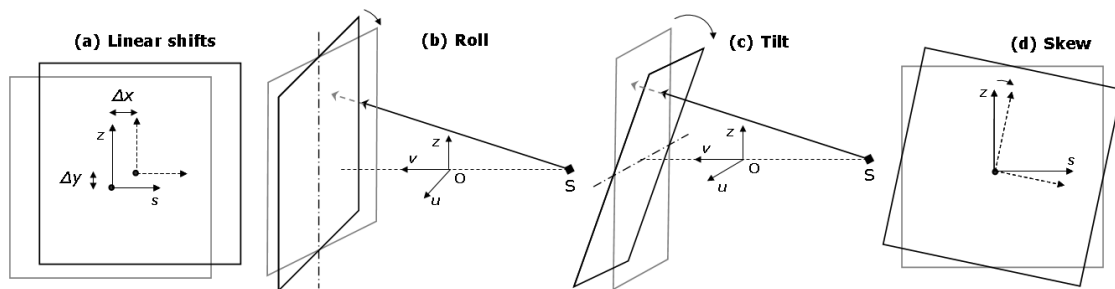


**Figura 1-33** Corte axial de imagen TAC de cerebro donde la flecha roja señala el artefacto de anillos.

Este artefacto se puede corregir mediante la calibración de todos los detectores, mediante algoritmos de corrección en las proyecciones, o por post-procesado tras la reconstrucción.

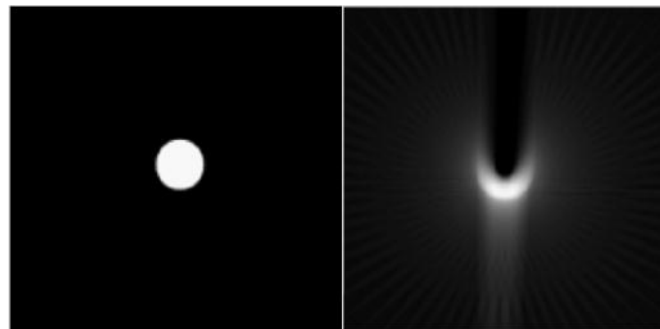
### 1.5.3.2 Artefactos de origen mecánico

El origen de este tipo de artefactos reside en tolerancias en el proceso de fabricación, especialmente en el posicionado mecánico del detector. El detector puede presentar diferentes desalineamientos geométricos respecto a su posición ideal en el tomógrafo. Las posibles configuraciones se muestran en la Figura 1-34: (a) desplazamientos vertical y horizontal del detector; (b) giro del detector respecto al eje (z) paralelo a las columnas del plano del detector; (c) inclinación del detector hacia la fuente alrededor del eje (u) y (d) rotación en su mismo plano alrededor del eje que coincide con el rayo central.



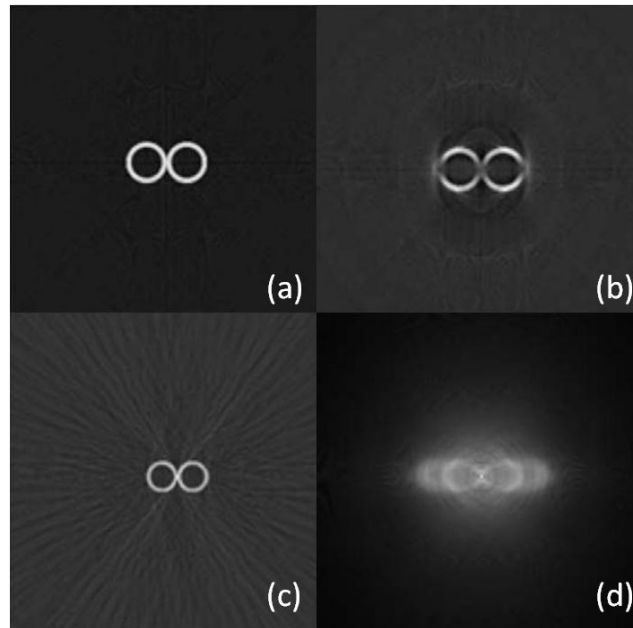
**Figura 1-34 Desalineamientos del detector. Fuente: (Abella et al 2011).**

Dependiendo del desalineamiento geométrico se producen diferentes tipos de artefactos en la imagen reconstruida. En la Figura 1-35 se muestra un ejemplo de imagen TAC a partir de los datos obtenidos por un detector cuyo plano se encuentra desplazado horizontalmente.



**Figura 1-35 (Izq.) Reconstrucción sin desalineamiento geométrico y (dcha.) reconstrucción con desplazamiento horizontal del detector. Fuente: (Sun et al 2006).**

El resto de posibles artefactos tras la reconstrucción debidos a diferentes desalineamientos se muestran en la Figura 1-36.



**Figura 1-36** Imagen reconstruida sin desalineamientos (a), imagen reconstruida cuando el detector se inclina  $\pi/10^\circ$  alrededor de su eje central paralelo a las filas (b), cuando el detector gira  $\pi/4^\circ$  alrededor de su eje vertical central (c), cuando el detector rota  $\pi/7^\circ$  en su mismo plano (d). Fuente: (Sun et al 2006).

Para la corrección de estos artefactos, se calibra el equipo obteniéndose los parámetros necesarios para compensar la posición del detector durante la reconstrucción de los datos.

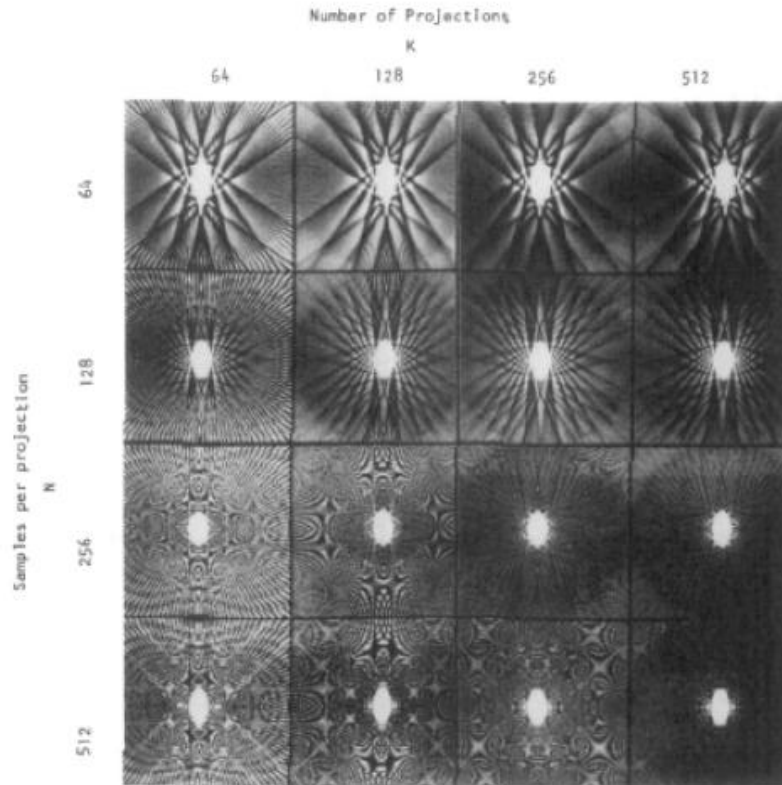
### **1.5.4 Artefactos en la reconstrucción**

#### **1.5.4.1 Número de proyecciones y número de muestras**

En la adquisición, existen dos factores importantes para la reconstrucción: número de muestras en cada proyección y número de proyecciones. Un número pequeño de alguna de estas dos variables puede producir diferentes tipos de artefactos en la reconstrucción como se observa en la Figura 1-37: fenómeno de *Gibs*, bandas y líneas y efecto *Moiré*.

Un número elevado de proyecciones ( $K$ ) y un número bajo de muestras por proyección ( $N$ ), da lugar a importantes artefactos en forma de bandas debido al solapamiento o *aliasing*. Estos artefactos se deben a que la proyección es muestreada a un número menor que la frecuencia de *Nyquist*, es decir, el ancho de banda teórico de la proyección en el espacio de Fourier es mayor que la frecuencia de muestreo.

Así mismo, un número bajo de proyecciones también dará lugar a artefactos, debido a la falta de datos adquiridos en la dimensión angular.



**Figura 1-37** Diferentes reconstrucciones de una elipse para diferentes valores de K (número de proyecciones), y N (número de rayos en cada proyección). Fuente: (Kak 1988).

El número de proyecciones debe ser algo mayor que el número de muestras o número de rayos en cada proyección (en el caso de rayos paralelos) y su relación viene determinada por la siguiente expresión (Kak 1988):

$$\frac{K}{N} \cong \frac{\pi}{2} \quad (1.20)$$

#### 1.5.4.2 *Proyecciones truncadas*

Si el objeto es más grande que el campo de visión del escáner, las proyecciones adquiridas no se corresponderán con las proyecciones completas del objeto sino que estarán truncadas al tamaño del campo de visión. Si se reconstruye con un método analítico, como FBP, aparecen problemas en la etapa de filtrado. Esto se debe a que la FFT 1D de las proyecciones tendrá componentes en altas frecuencias debido al truncamiento que no tiene la proyección completa. Al multiplicar en frecuencia por el filtro rampa, se realzan estas altas frecuencias que idealmente no aparecerían. En la Figura 1-38 se muestra un ejemplo de imagen final reconstruida con el artefacto producido por el truncamiento de las proyecciones.

## Introducción



**Figura 1-38 Imagen TAC con artefacto (banda blanca) debido a que el diámetro del paciente es mayor (70 cm) que el del campo de visión del escáner (50 cm de diámetro).**

Una posible solución para la eliminación de este artefacto, es la reconstrucción de una región de interés de menor tamaño haciendo el filtro en el espacio (con convolución).



## **Motivación, marco contextual y objetivos**







## Motivación, marco contextual y objetivos

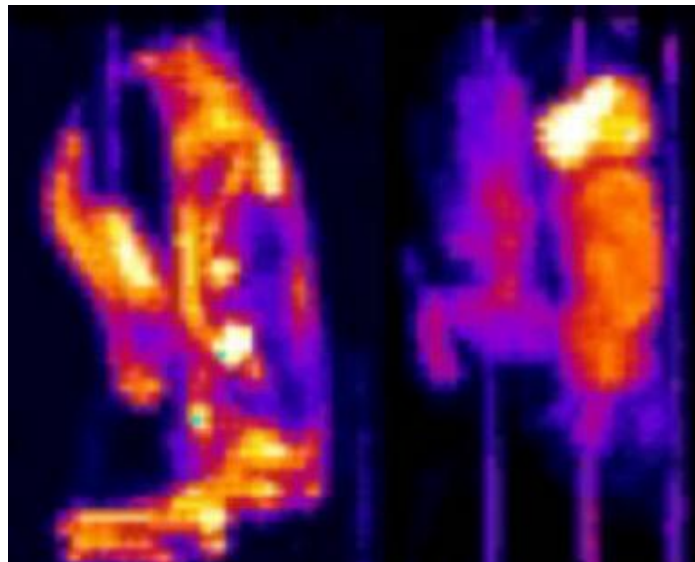
---

### 1.6. Motivación

La visualización y cuantificación de la función de determinados órganos en animales de laboratorio mediante técnicas de imagen molecular está demostrando ser una herramienta de gran relevancia para la caracterización del fenotipo de animales transgénicos y noqueados, en el estudio de modelos de enfermedades humanas, y en el descubrimiento y desarrollo de nuevos medicamentos y sondas bioquímicas.

El mayor número de modelos de enfermedades humanas, tanto en neurología como en cardiología y oncología, se ha desarrollado sobre roedores, debido a su similitud génica con el ser humano, así como al buen conocimiento de estos modelos y su bajo coste (Lewis et al 2002).

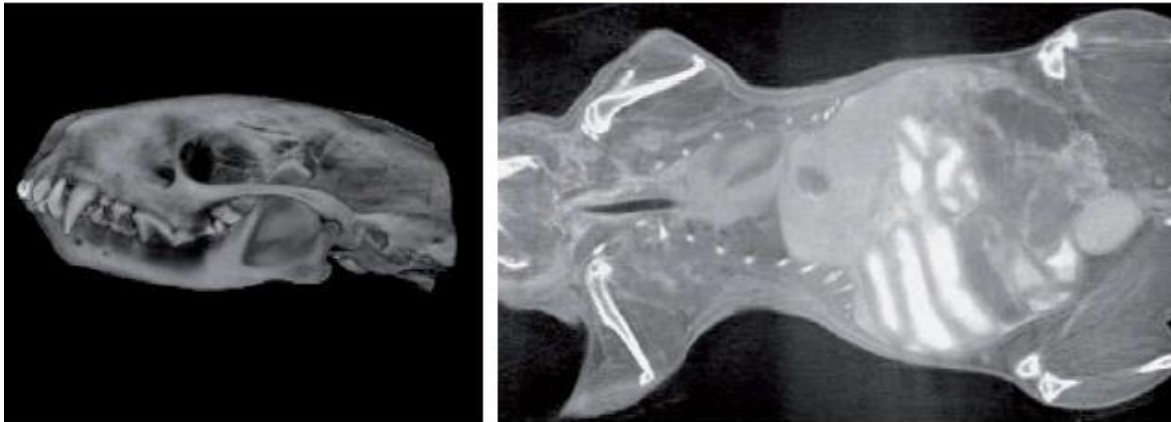
Este hecho ha impulsado el desarrollo y el avance de sistemas de imagen molecular especialmente dedicados a la obtención de imágenes de pequeños animales de laboratorio, imposibles de conseguir con la instrumentación diseñada para humanos (Chatziioannou 2002, Weissleder 2002). En las técnicas de imagen de medicina nuclear, como PET (*Positron Emission Tomography*) o SPECT (*Single Photon Emission Computed Tomography*), se detectan los rayos gamma que emite un radiotrazador que se inyecta al sujeto. Las imágenes obtenidas con estas técnicas aportan información funcional, pero son, en ocasiones, difíciles de interpretar debido a una localización ambigua de la captación del trazador (Figura 0-1).



**Figura 0-1** Imágenes PET de alta resolución de una rata de laboratorio. A la izquierda el trazador es  $^{18}\text{F}$  (se ven estructuras óseas) y a la derecha el trazador es  $^{18}\text{F}$ -FDG, se observa el cerebro y las glándulas de Harder. Fuente: (*National Institutes of Health – Hospital General Universitario ‘G. Marañón’*).

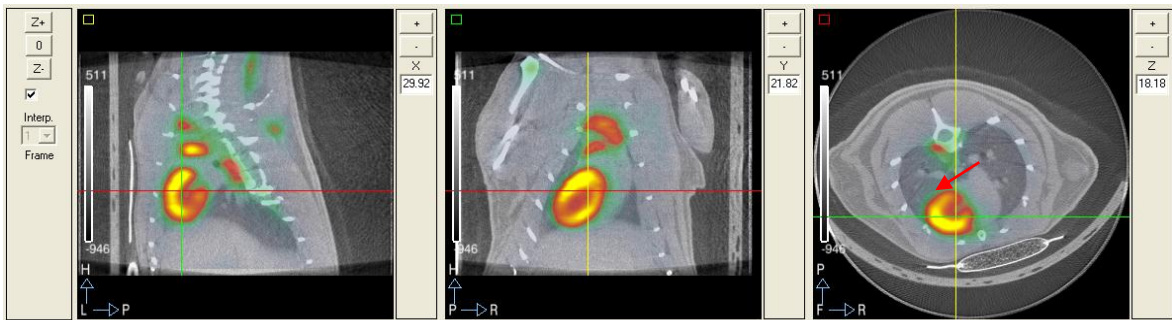
## Motivación, marco contextual y objetivos

La técnica de micro-TAC es la modalidad de imagen anatómica favorita para pequeños animales debido a su alta resolución (Figura 0-2) y a su facilidad de integración con dispositivos de imagen de medicina nuclear (Vaquero et al 2008).



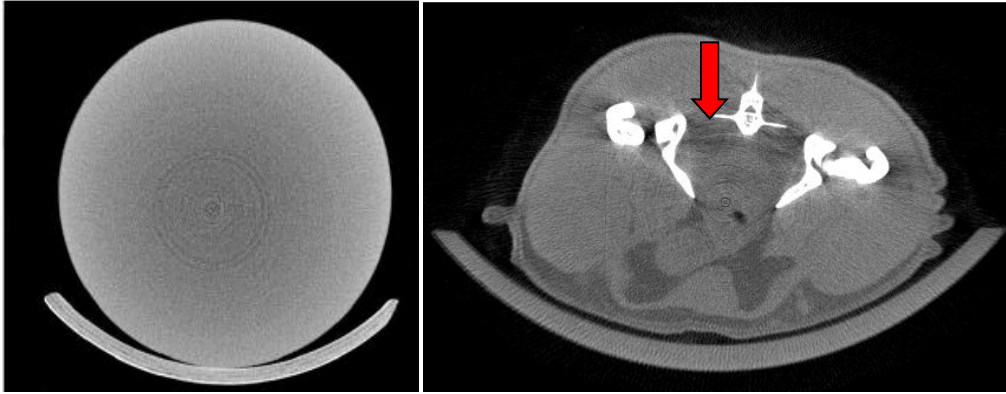
**Figura 0-2 Ejemplos de imagen de micro-TAC de pequeño animal: representación tridimensional de un cráneo de mofeta (izq) y corte coronal de una rata a la que se le ha inyectado un contraste yodado por vía intraperitoneal (dcha). Fuente: (Desco et al 2009).**

Se vienen desarrollando durante los últimos años sistemas de imagen multimodales capaces de realizar estudios combinados intrínsecamente registrados. En la Figura 0-3 se muestran los cortes sagital, coronal y axial de PET/TAC de un estudio de rata en los que la imagen funcional aprovecha la buena localización de la imagen anatómica.



**Figura 0-3 Corte sagital, coronal y axial de un estudio de rata PET/TAC registrado donde la flecha roja señala un infarto de miocardio.**

Como se explicó en el capítulo 1, un tipo de artefactos típicos en TAC son los producidos por el fenómeno de endurecimiento de haz o *beam hardening*. Estos artefactos no son exclusivos de los tomógrafos de rayos X clínicos, sino que degradan gravemente los análisis cualitativo y cuantitativo de las imágenes también en los equipos de pequeño animal, haciendo necesario el desarrollo de algoritmos para compensarlos. En la Figura 0-4 se muestran dos ejemplos de imágenes del micro-TAC *add-on* con artefactos diferentes producidos por endurecimiento de haz.



**Figura 0-4 Ejemplos de imagen del micro-TAC con endurecimiento de haz: (izq.) corte axial de un cilindro de polimetilmetacrilato homogéneo donde los bordes son más brillantes que el centro y (dcha.) corte axial de un estudio de rata donde la flecha roja señala el artefacto de franjas oscuras entre los huesos de la pelvis y la vértebra.**

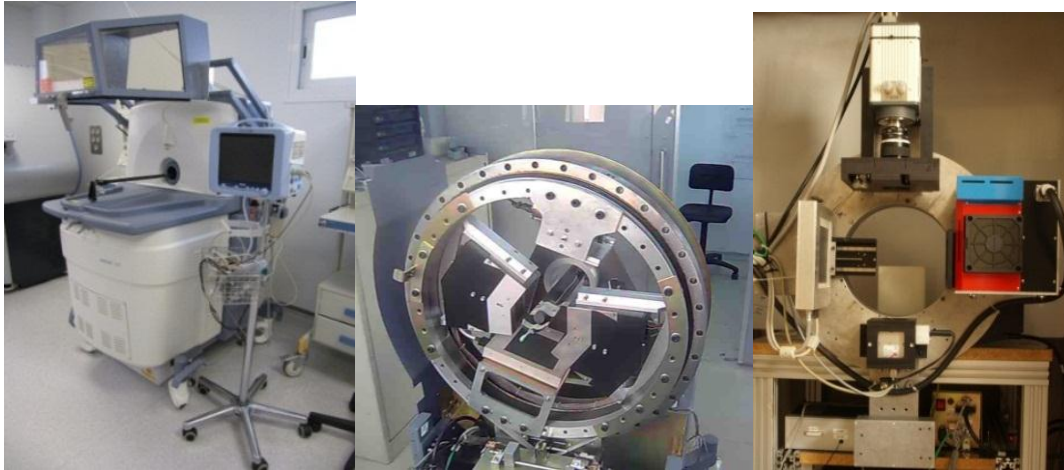
## **1.7. Marco contextual del proyecto**

El trabajo de este proyecto se encuadra dentro de una línea de investigación que se desarrolla en el Laboratorio de Imagen Médica de la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental (UMCE) del Hospital General Universitario Gregorio Marañón y el Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial de la Universidad Carlos III de Madrid. Su objetivo es diseñar, desarrollar y evaluar nuevos sistemas de adquisición de datos, procesamiento y reconstrucción de imágenes multi-modales para aplicaciones en investigación biomédica. Dentro de esta línea de investigación, se ha desarrollado un tomógrafo de rayos X de alta resolución para pequeños animales descrito en (Vaquero et al 2008) que comercializa actualmente la Sociedad Española de Electromedicina y Calidad S.A. (SEDECAL).

### **1.7.1 Descripción del equipo de tomografía micro-TAC**

A continuación se describen los diferentes componentes y el funcionamiento del equipo de tomografía micro-TAC empleado a lo largo de este proyecto y en el cual se incorporará el *software* desarrollado. Este equipo está diseñado para ser integrado con sistemas de imagen nuclear, *PET* y *SPECT*, y de imagen óptica (Figura 0-5) por la empresa SEDECAL ([www.sedecal.com](http://www.sedecal.com)) que se comercializan actualmente por todo el mundo. Por ello, a partir de ahora nos referiremos al tomógrafo de rayos X como micro-TAC *add-on*.

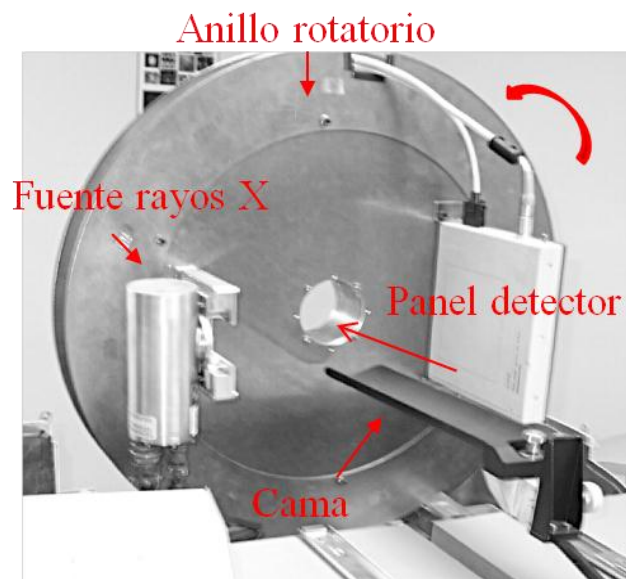
## Motivación, marco contextual y objetivos



**Figura 0-5 (Izq.) Escáner multimodal Argus PET/TAC con cubiertas (izq.), escáner multimodal VrPET (centro) sin cubiertas, y escáner FMT-TAC (dcha.).**

En líneas generales, el hardware del sistema está formado por: un tubo de rayos X y un detector *flat panel* montados sobre un anillo rotatorio. Entre ellos se encuentra la cama donde se coloca el sujeto bajo estudio (Figura 0-6). Gracias al movimiento del anillo rotatorio, la fuente y el detector giran en el sentido contrario a las agujas del reloj alrededor de la muestra adquiriendo proyecciones en distintos ángulos. La sincronización del movimiento del anillo con la captación de datos en el detector es gestionada por un PC de control (máquina de propósito general AMD Opteron 242 1,6 GHz, 1MB de RAM, S.O. Linux 2.4.x).

El tubo de rayos X (serie 5000 Apogee, Oxford Instruments) consta de un ánodo de tungsteno, ventana de berilio de  $126\ \mu\text{m}$ , un tamaño focal de  $46.5\ \mu\text{m} \times 49.1\ \mu\text{m}$ , trabaja de 0 a 50 KeV con potencia máxima de 50W según las especificaciones del fabricante.



**Figura 0-6 Sistema de movimientos del tomógrafo computarizado diseñado en el laboratorio y comercializado por SEDECAL.**

La geometría de haz cónico que forman la fuente de rayos X y el detector se esquematiza en la Figura 0-7.

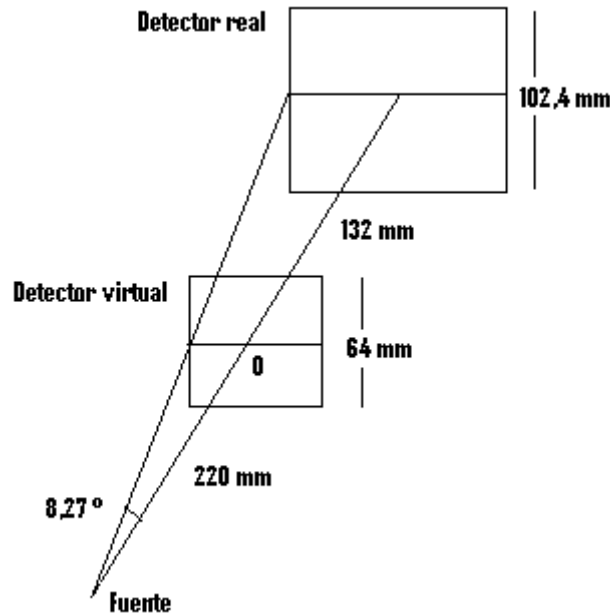


Figura 0-7 Esquema de la geometría del sistema micro-TAC.

Definimos aquí parámetros importantes del tomógrafo que usaremos a lo largo de la memoria:

- **Factor de magnificación:** relación entre el tamaño del objeto que vemos en el detector y su tamaño real:

$$M = \frac{D_{FO} + D_{OD}}{D_{FO}} = 1,6 \quad (2.1)$$

donde  $D_{FO}$  es la distancia entre la fuente y el origen de coordenadas,  $D_{OD}$  es la distancia entre el origen y el detector.

- **Resolución espacial:** depende principalmente de dos componentes, una debida a la resolución intrínseca del detector y otra al tamaño focal de la fuente de rayos X. El factor de magnificación influye sobre ambos componentes cambiando su peso relativo en el cálculo de la resolución final. La resolución máxima de este escáner es de  $50\ \mu\text{m}$  (Vaquero et al 2008).
- **Campo de visión o field of view (FOV):** el diámetro del volumen del objeto que se puede reconstruir limitado por el tamaño del detector y la distancia del objeto a la fuente y el detector. Se calcula mediante la ecuación (2.2).

$$FOV = \frac{T_d}{M} = 71,5\text{ mm} \quad (2.2)$$

donde  $T_d$  es la altura del detector.

### 1.7.1.1 Generación de imagen de rayos X en el detector

Para generar la imagen de rayos X, la muestra es atravesada por un haz de fotones. El número de fotones recibidos ( $N_o$ ) tras atravesar el objeto bajo estudio es contabilizado en el detector y se relaciona con el número de fotones emitido ( $N_i$ ) mediante la siguiente expresión:

$$N_o = N_i \cdot e^{-\int \mu(x)dx} + N_{osc} \quad (2.3)$$

siendo  $\mu(x)$  el coeficiente de atenuación lineal del objeto atravesado y  $N_{osc}$  la intensidad recibida con la fuente apagada, también conocida como “corriente de oscuridad”. Al despejar la integral de atenuación de la ecuación (2.3), se obtiene:

$$\int \mu(x)dx = -\ln\left(\frac{N_o - N_{osc}}{N_i}\right) \quad (2.4)$$

Para el conocimiento de  $N_i$ , se realiza una adquisición en ausencia de objeto pero con la fuente de rayos X encendida y con los mismos parámetros de la adquisición, que se denomina “imagen de llenado de campo” ( $N_{llenado}$ ). Dichos datos se relacionan con  $N_i$  mediante la siguiente expresión:

$$N_{llenado} = N_i \cdot e^{-\int 0 \cdot dx} + N_{osc} \quad (2.5)$$

Al sustituir el valor de  $N_i$  de la ecuación (2.5) en la ecuación (2.4), se obtiene el valor de la integral de atenuación lineal a partir de la intensidad recogida según la expresión:

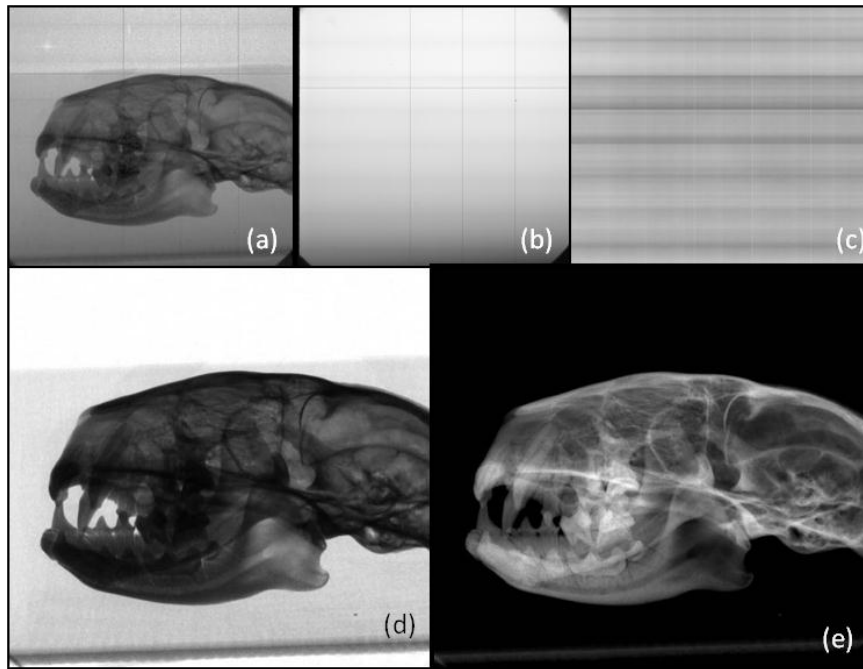
$$\int \mu(x)dx = -\ln\left(\frac{N_o - N_{osc}}{N_{llenado} - N_{osc}}\right) \quad (2.6)$$

Debido a la existencia de píxeles “muertos” en el detector, las imágenes obtenidas ( $N_o$ ,  $N_{llenado}$ ,  $N_{osc}$ ) presentan píxeles nulos (sin información). Durante la calibración, se genera un fichero específico con las posiciones registradas de estos píxeles, para así corregirlos posteriormente en cada adquisición mediante la interpolación entre sus píxeles vecinos.

La imagen final resultante, integral de atenuación, se obtiene a partir de la ecuación (2.6) donde se corrige la diferente ganancia de los detectores dada por  $N_{llenado}$  y la deriva dada por la corriente de oscuridad ( $N_{osc}$ ).

En la Figura 0-8 podemos observar las imágenes intermedias generadas en las distintas etapas del proceso de generación de imagen de rayos X en el detector.





**Figura 0-8 (a) Datos crudos procedentes del detector,  $N_o$ , (b) imagen de llenado de campo (sin objeto),  $N_{llenado}$ , (c) imagen de oscuridad (con la fuente apagada),  $N_{osc}$ , (d) datos crudos tras la corrección de ganancia, deriva y píxeles “muertos” y (e) imagen de atenuación (después de logaritmo) tras las correcciones anteriores.**

En cada estudio, se genera un fichero de cabecera con extensión ‘ACT’ y varios ficheros con los datos de proyección con extensión ‘CTF’. El fichero de cabecera contiene la información necesaria para localizar los ficheros que se utilizaron en la adquisición y los parámetros de la adquisición como el amperaje y voltaje de aplicación, el número de proyecciones y el tamaño de las proyecciones. Los datos de proyección se almacenan en consecutivamente ordenados por filas y codificados con 16 bits sin signo (*unsigned int*) en los archivos ‘CTF’. El número total de archivos ‘CTF’ generados depende de dos parámetros: el *binning* y el número de proyecciones (posiciones angulares) recogidas en la adquisición. El parámetro *binning* es configurable por el usuario y relaciona el tamaño del píxel del detector ( $50 \times 50 \mu\text{m}$ ) y el tamaño del píxel en la proyección, siendo éste último  $50 \cdot \text{binning} \times 50 \cdot \text{binning} \mu\text{m}$ . En la Tabla 0-1 se muestran los tamaños de proyección y el número de proyecciones en cada archivo de datos para las diferentes configuraciones.

Binning	Tamaño de píxel ( $\mu\text{m}$ )	Tamaño de proyección (píxeles)	Tamaño de proyección (bytes)	Nº de proyecciones por ‘CTF’
1	50	2400x2400	11 Mbytes	30
2	100	1200x1200	2,74 Mbytes	90
4	200	600x600	704 Kbytes	180

**Tabla 0-1 Configuraciones posibles de los archivos de datos con extensión ‘CTF’ según el tamaño de píxel (determinado por el parámetro *binning*).**

### 1.7.1.2 Reconstrucción de imagen y visualización

El sistema está dotado de un PC de usuario donde se alberga la consola multimodal **MMWKS**(Pascau et al 2006) y el *software* de reconstrucción multi-cama **Mangoose**<sup>®</sup>(Abella et al 2011), basado en el método analítico **FDK**(Feldkamp et al 1984).

El resultado de la reconstrucción es un fichero de cabecera con extensión 'HDR' y un fichero con los datos reconstruidos con extensión 'IMG'. El fichero de cabecera contiene la información necesaria del fichero con extensión 'IMG', datos del sujeto, y algunos de los parámetros de la adquisición como por ejemplo, el amperaje de la fuente y el número de proyecciones.

La consola facilita la interacción entre el usuario y el tomógrafo para lanzar la adquisición y la reconstrucción, además de la visualización, el manejo, la segmentación, el registro y el análisis de las imágenes reconstruidas (Figura 0-9).



Figura 0-9 Ejemplo de visualización de los cortes sagital, coronal y axial con la consola **MMWKS** de un estudio TAC de pequeño animal.

### 1.7.2 Revisión bibliográfica de los métodos de corrección del endurecimiento de haz

Los artefactos producidos por el endurecimiento de haz en TAC han sido sujeto de investigación durante décadas, resultando en una amplia variedad de estrategias de reducción de estos artefactos. Los métodos de compensación descritos en la literatura se pueden dividir a grandes rasgos en cinco grupos: pre-filtrado físico, linealización, post-proceso, energía dual, y reconstrucción por métodos iterativos.

Normalmente se incluye un pre-filtrado físico (Brooks et al 1976) para pre-endurecer el haz antes de que llegue al objeto bajo estudio. Este filtro, además de absorber los fotones con menor energía, disminuye la cantidad de fotones que alcanzan el detector y por ende, la relación señal-ruido. Aunque estos filtros reducen los artefactos producidos por endurecimiento de haz son insuficientes para su eliminación.

Los métodos basados en linealización (Brooks et al 1976, Herman 1979, McDavid et al 1997) consisten en la transformación de los datos de proyección adquiridos con una fuente policromática en datos de proyección que hubieran sido adquiridos con una fuente monocromática equivalente. Para ello, es necesario obtener la curva de atenuación (con endurecimiento de haz) para diferentes espesores del material bajo estudio. Este método corrige el *cupping* en objetos homogéneos pero resulta insuficiente para eliminar las bandas que aparecen entre partes densas de un objeto heterogéneo.

Las técnicas de post-proceso (Hsieh et al 2000, Joseph et al 1997, Joseph et al 1978, Nalcioglu et al 1979) normalmente suponen una reconstrucción FBP inicial y la segmentación de la imagen en hueso y tejido blando. La imagen de hueso segmentado es proyectada proporcionando una estimación de la cantidad de distorsión no lineal de endurecimiento de haz, la cual es después corregida. Al aplicar FBP a los datos corregidos, se consigue una imagen con los artefactos reducidos. También es posible iterar el procedimiento varias veces para mejorar la imagen resultado, ya que los artefactos pueden dificultar la segmentación de la imagen en la primera iteración.

Los escáneres de energía dual doblan el número de medidas porque se adquiere a dos voltajes diferentes de la fuente, preferentemente con espectros que no se solapen. En los métodos de energía dual, (Alvarez et al 1976, Fessler et al 2002, Kelcz et al 1979, Stonestrom et al 1981, Sukovic et al 1999) la dependencia de los coeficientes de atenuación con la energía se modela como una combinación de dos funciones básicas que representan, por ejemplo, las contribuciones separadas del efecto fotoeléctrico y de la dispersión. Los coeficientes de las dos funciones básicas se calculan para cada píxel de la imagen. Después de determinar los coeficientes, la reconstrucción de los coeficientes de atenuación lineal se puede estimar a cualquier energía en el rango de diagnóstico (típicamente de 80 KVP a 120 KVP en escáneres para humanos). Este tipo de escáneres resultan muy útiles para la caracterización de tejido y su cuantificación pero requieren un hardware sofisticado y una mayor dosis de radiación. Por ello, se limitan a aplicaciones específicas, como por ejemplo, medir la densidad de hueso mineral en la columna vertebral (Kalender et al 1995), mejora de la detección de la embolia pulmonar, detección de placa en arterias coronarias, etc.

Los métodos de reconstrucción iterativos para la corrección de endurecimiento de haz han sido explorados por varios autores (Abella et al 2009, De Man et al 2001, Elbakri et al 2002, Menvielle et al 2005, O'Sullivan et al 2007, Yan et al 2000). En (Yan et al 2000), los autores proponen un método de reconstrucción no estadístico incorporando las características policromáticas del haz de rayos X. La versión del algoritmo para escáneres de un solo voltaje asume que cada vóxel se puede expresar como una mezcla de dos sustancias conocidas. En (De Man et al 2001) se propone un algoritmo de reconstrucción iterativo de máxima verosimilitud que impide los artefactos producidos por endurecimiento de haz incorporando un modelo de adquisición policromática. El espectro continuo del tubo de rayos X se modela como un número de energías discreto. La dependencia con la energía de la atenuación se tiene en cuenta descomponiendo el coeficiente de atenuación lineal en su componente debida al efecto fotoeléctrico y al efecto *Compton*. (Elbakri et al 2002) presenta un algoritmo

estadístico que requiere una pre-segmentación inicial y que no permite píxeles que contengan mezcla de tejido. Después, en (Elbakri et al 2003), los autores eliminaron la necesidad de la segmentación y permitieron que los píxeles contuvieran mezcla de tejido. Ambas aproximaciones requerían medidas tabuladas de las integrales de línea de hueso y agua en un rango de espesor razonable. Para evitar modelar el espectro de rayos X, (Abella et al 2009) propuso una aproximación simplificada basada en la reconstrucción estadística para sistemas con fuente polienergética usando los mismos datos de calibración y parámetros que en (Joseph et al 1978). Los métodos iterativos son muy flexibles con respecto a la geometría de adquisición, permiten incluir conocimiento previo y modelar el ruido. Sin embargo, estos métodos son altamente costosos computacionalmente y suponen el cambio del proceso de reconstrucción completo.

En este trabajo, se han simulado tres de los métodos nombrados para la corrección de endurecimiento del haz que se pueden incorporar con mínimos cambios en el escáner (sin cambiar el esquema completo de reconstrucción): pre-filtrado, linealización y post-proceso por sus buenos resultados, su fácil incorporación al escáner, su sencillez y su velocidad. Tras los resultados obtenidos que se presentan en los capítulos siguientes, se desarrollaron e incorporaron al escáner micro-TAC bajo estudio.

### **1.8. Objetivos del proyecto**

El objetivo general del proyecto es el desarrollo de algoritmos de compensación de los artefactos producidos por endurecimiento de haz y su incorporación en el tomógrafo de rayos X para pequeño animal desarrollado por el laboratorio.

Este objetivo general se concreta en los siguientes objetivos específicos:

1. Análisis del sistema bajo estudio. La primera fase consiste en el análisis del escáner bajo estudio para la comprensión de los principios básicos de funcionamiento, los procesos de adquisición y reconstrucción de datos y las fuentes de error que limitan la calidad de las imágenes obtenidas en este sistema.
2. Estudio y caracterización del fenómeno de endurecimiento de haz para el tomógrafo de pequeño animal. Desarrollo de un programa de simulación de los artefactos que produce.
3. Implementación de algoritmos que lleven a cabo la corrección de los artefactos tras la revisión de la literatura.
4. Evaluación de las correcciones tanto mediante simulación como en estudios reales.
5. Diseño y desarrollo de una interfaz dedicada y un protocolo de calibración para incorporar la corrección en el tomógrafo.

Para evaluar los métodos de corrección en sistemas reales, se ha utilizado la infraestructura disponible en la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental (UMCE) del Hospital Gregorio Marañón además de los maniqués disponibles *in situ*. Los animales empleados han sido mantenidos en el Animalario de la UMCE del Hospital General Gregorio Marañón. Toda la manipulación de los animales se ha hecho según las normas sobre Protección de los animales utilizados para experimentación aplicadas en la UMCE (Directiva 86/609/CEE y RD. 223/1998).

El resultado de este proyecto será incorporado en equipos pre-clínicos de alta resolución fabricados por SEDECAL S.A.

## 1.9. Organización de la memoria

La memoria consta de los siguientes capítulos:

- **Capítulo 1: Introducción.** En primer lugar, se describen los fundamentos físicos de los rayos X, su generación y detección. Posteriormente, se presenta el funcionamiento de la tomografía de rayos X, de los procesos de adquisición (proyección) y reconstrucción de los datos así como las posibles fuentes de error que provocan artefactos indeseables en las imágenes.
- **Capítulo 2: Motivación y objetivos.** Se describe la relevancia de la tomografía computarizada en la investigación preclínica. Se presenta el marco contextual del proyecto que incluye una descripción de los componentes y del funcionamiento del equipo de tomografía micro-TAC de SEDECAL al que será incorporado el *software* desarrollado en este proyecto. Además, se justifica la necesidad de compensación de los artefactos producidos por endurecimiento de haz en este entorno de aplicación y se describe la revisión bibliográfica de los métodos de corrección de estos artefactos. Por último, se definen los objetivos del proyecto.
- **Capítulo 3: Estudio y caracterización del endurecimiento de haz.** En este capítulo, en primer lugar, se explica teóricamente el fenómeno de endurecimiento de haz, su origen y los artefactos que produce. A continuación, se describe la herramienta de simulación *TAC-SIM* desarrollada para realizar un estudio tanto cuantitativo como cualitativo del fenómeno, sus artefactos, su dependencia con parámetros relacionados con la adquisición y su reducción con la simulación de filtros de aluminio en el escáner micro-TAC.
- **Capítulo 4: Corrección de linealización.** En este capítulo se explica el fundamento teórico de la corrección de linealización para corregir el artefacto de *cupping*. Se describe la herramienta de linealización *TAC-LC* desarrollada y los pasos necesarios para su incorporación en el escáner micro-TAC *add-on* de SEDECAL. Finalmente, se muestran los resultados obtenidos en estudios simulados y reales con la herramienta.

- **Capítulo 5: Corrección de post-proceso.** En este capítulo, se explica el fundamento teórico de la corrección de post-proceso para corregir el artefacto de bandas oscuras entre partes densas. Se describe la herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr* desarrollada y los pasos necesarios para su incorporación en el escáner micro-TAC *add-on* de *SEDECAL*. Finalmente, se muestran los resultados obtenidos en estudios simulados y reales con la herramienta.
- **Capítulo 6: Conclusiones y trabajo futuro.**
- **Anexo A Ejemplo de archivos de cabecera utilizados: ACT y HDR**  
Ejemplo de cabeceras de las herramientas desarrolladas
- **Anexo B Publicación derivada**
- **Anexo C Transferencia tecnológica**



**Estudio y caracterización del  
endurecimiento de haz**







## **2. Estudio y caracterización del endurecimiento de haz**

### **2.1. El fenómeno de endurecimiento de haz**

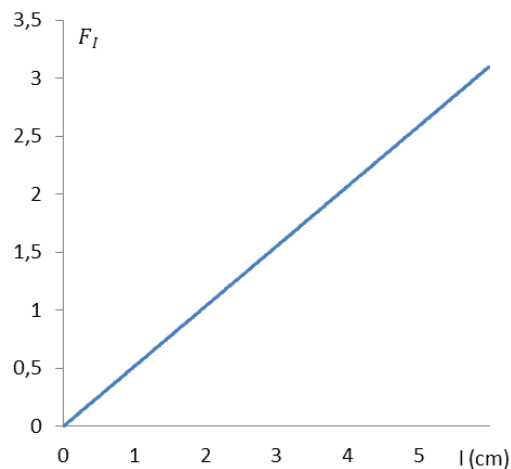
La atenuación que sufren los rayos X emitidos por una fuente ideal (monocromática) al atravesar una cantidad de material se puede modelar con la ley de *Beer-Lambert*:

$$N_L = N_0 \cdot e^{-\int_L \sum_i \mu_i dl} \quad (3.1)$$

siendo  $N_0$  el número de fotones emitidos por la fuente,  $N_L$  la el número de fotones después de atravesar una longitud  $L$  de material y  $\mu_i$  el coeficiente de atenuación del material  $i$ . De esta ecuación se puede despejar la atenuación total sufrida por los rayos X al atravesar una longitud  $L$  de material aplicando el logaritmo neperiano a ambos lados de la igualdad.

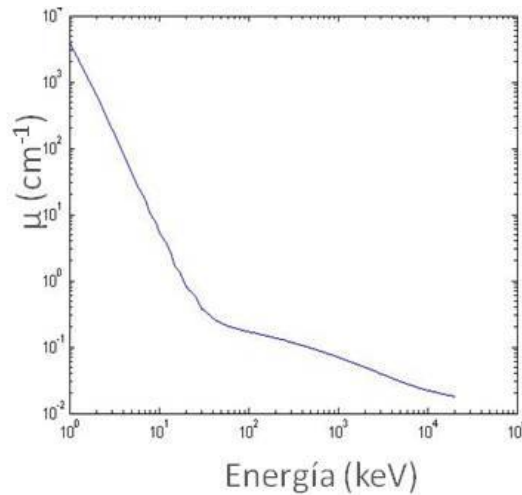
$$\mu_{\text{total}} = \int_L \sum_i \mu_i dl = \ln\left(\frac{N_0}{N_L}\right) = F_I(l) \quad (3.2)$$

donde  $F_I$  es la atenuación total medida para el caso ideal, a la que llamaremos función ideal, que es directamente proporcional a la cantidad de material atravesado ( $l$ ) como se aprecia en la Figura 2-1.



**Figura 2-1  $F_I$ , atenuación total para un agua si la fuente de rayos X es monocromática a un voltaje de aplicación de 45 keV.**

Sin embargo, en los equipos TAC comerciales las fuentes son policromáticas, es decir, el haz está formado por fotones en un rango de energías. Por otra parte, el coeficiente de atenuación de cada material depende de la energía, como se observa en el ejemplo mostrado en la Figura 2-2 para el caso del agua.



**Figura 2-2 Dependencia del coeficiente de atenuación ( $\mu$ ) del agua con la energía.**

En la Figura 2-2 se observa claramente una disminución de la atenuación a medida que aumenta la energía de los fotones. Esto indica que los fotones de mayor energía (“más duros”) serán capaces de atravesar el agua con mayor facilidad ya que son absorbidos en menor medida.

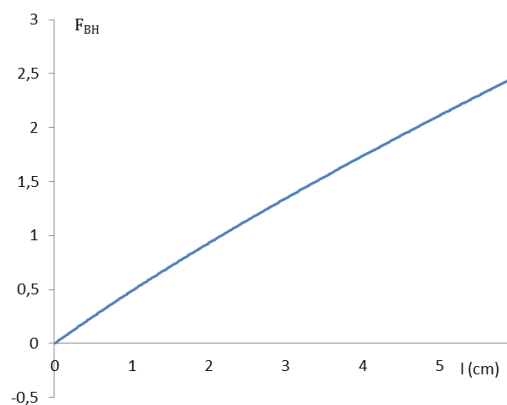
Considerando la dependencia con la energía, la ecuación (3.1) se convierte en (3.3):

$$N_L(\varepsilon) = \int N_0(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L \sum_i \mu_i(\varepsilon) dl} d\varepsilon \quad (3.3)$$

Y la ecuación (3.2) se convierte en:

$$\int_L \sum_i \mu_i(\varepsilon) dl = \ln \left( \frac{N_0(\varepsilon)}{N_L(\varepsilon)} \right) = \ln \left[ \frac{N_0(\varepsilon)}{\int N_0(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L \sum_i \mu_i(\varepsilon) dl} d\varepsilon} \right] = F_{BH} \quad (3.4)$$

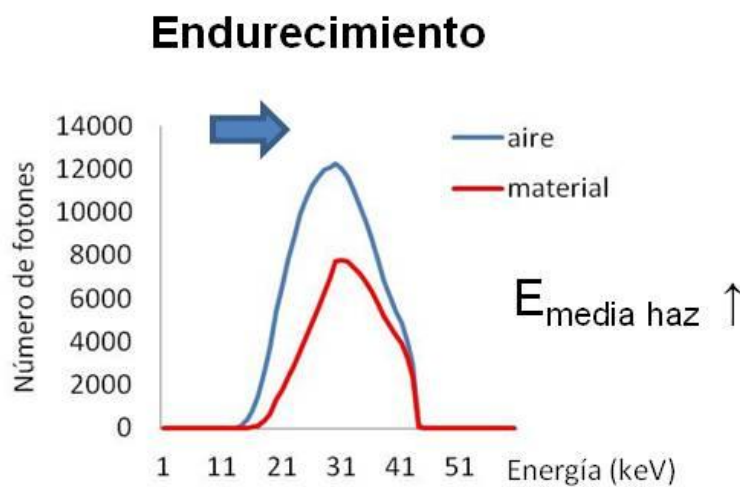
donde  $F_{BH}$  es la atenuación total medida para el caso policromático, a la que llamaremos función de endurecimiento de haz. Ahora la atenuación total medida no depende linealmente con la cantidad de material atravesado, como se observa en la gráfica de la Figura 2-3.



**Figura 2-3 Atenuación total para distintos espesores atravesados para el caso del agua si la fuente de rayos X es policromática con voltaje de aplicación de 45 keV.**

A medida que el haz atraviesa un determinado material cambia la distribución del espectro, como se puede ver en la Figura 2-4, ya que los fotones de menor energía son preferentemente absorbidos. La energía media del haz aumenta (el haz se ha endurecido), es decir, ahora está formado principalmente por los fotones de mayor energía. Si el haz no fuera policromático, o si el coeficiente de atenuación fuera constante para todas las energías, desaparecería la dependencia energética en nuestras medidas y no se produciría el fenómeno de endurecimiento de haz.

Por otro lado, el detector no discrimina energías, por lo que se obtiene es la cantidad de fotones detectados como si fueran todos iguales (de la misma energía). Por tanto, llegarán más fotones (sobre todo los “duros”) al detector de los que llegarían si la fuente hubiese emitido fotones de una energía media. En el escáner, la mayor cantidad de señal en el detector se traducirá en una atenuación total menor de la real.



**Figura 2-4 Explicación intuitiva del fenómeno del endurecimiento de haz. La curva azul representa el espectro de emisión  $N_0(\epsilon)$  y la curva roja el espectro tras atravesar una determinada cantidad de material. La forma de este último cambia debido a que el haz se ha endurecido (los fotones de menor energía han sido preferentemente absorbidos).**

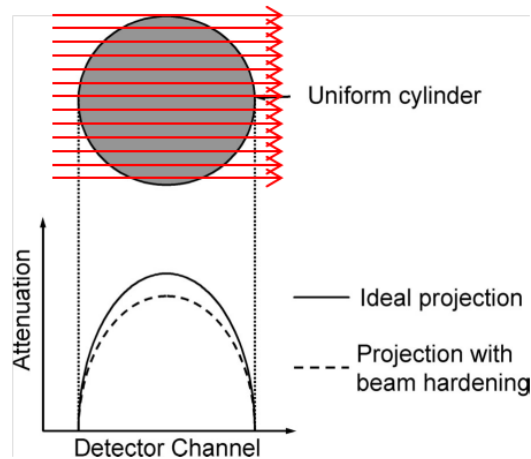
Debido a este efecto, rayos X atravesando diferentes caminos a través de un objeto, emergerán con espectros diferentes y darán lugar a medidas inconsistentes que resultarán en artefactos en la imagen reconstruida.

## 2.2. Artefactos producidos por el endurecimiento de haz

Como se indicó en el capítulo 1, en las imágenes de objetos homogéneos el endurecimiento de haz produce un artefacto conocido como *cupping*.

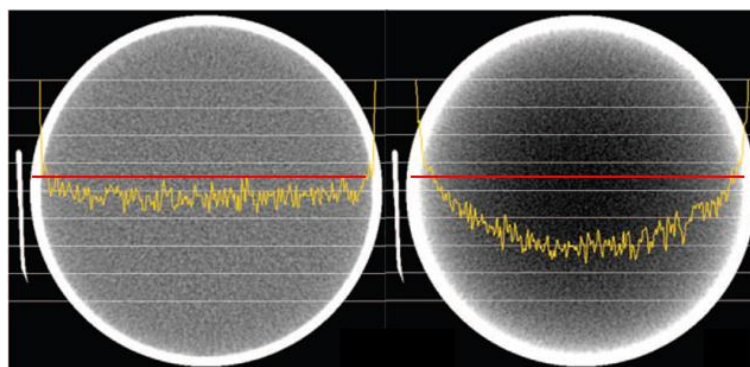
El efecto en los datos de proyección se puede ver con el ejemplo sencillo ilustrado en la Figura 2-5: la proyección de un corte axial de un cilindro. Los rayos horizontales (en rojo) proporcionan los valores de proyección (atenuación total medida) en la posición angular de  $0^\circ$  que se corresponden con los valores de atenuación representados en la gráfica. El pico de atenuación se encuentra en el punto medio, debido a que el rayo que atraviesa mayor cantidad de material es el rayo central, disminuyendo

progresivamente hacia el borde debido a la forma del objeto. Como se indicó en el apartado anterior, debido al endurecimiento de haz, el tomógrafo mide una atenuación total menor de la que debería, por lo que la curva de proyección es menor que la ideal. Los rayos centrales son endurecidos en mayor medida ya que atraviesan mayor cantidad de material que los laterales. Por tanto, la mayor diferencia entre la proyección ideal y la proyección con endurecimiento de haz, se encontrará en el pico de atenuación.



**Figura 2-5** Ejemplo sencillo del artefacto de endurecimiento de haz en la proyección de un objeto homogéneo. Las flechas rojas indican la proyección paralela del cilindro homogéneo. Esta proyección se representa en la gráfica inferior para el caso ideal (línea continua) y el caso con endurecimiento de haz (línea discontinua). Fuente: (Barrett et al 2004).

La forma característica que le da nombre al artefacto se observa en la imagen ya reconstruida. Como se muestra en el panel izquierdo de la Figura 2-6, en el caso ideal el objeto reconstruido será homogéneo, es decir, todos los píxeles en su interior tendrán el mismo valor de gris (o similar, si hay ruido). Por tanto, un perfil del objeto en cualquiera de las direcciones seguirá una línea recta. En cambio, en el caso policromático la imagen del objeto reconstruido no será uniforme (Figura 2-6 dcha). El centro será más oscuro que los bordes (lo que se traducirá en menos atenuante, menos denso), debido al mayor endurecimiento de la parte del haz que atraviesa el centro de objeto. Ahora un perfil del centro del objeto tendrá la forma cóncava característica que le da nombre al artefacto: *cupping*.

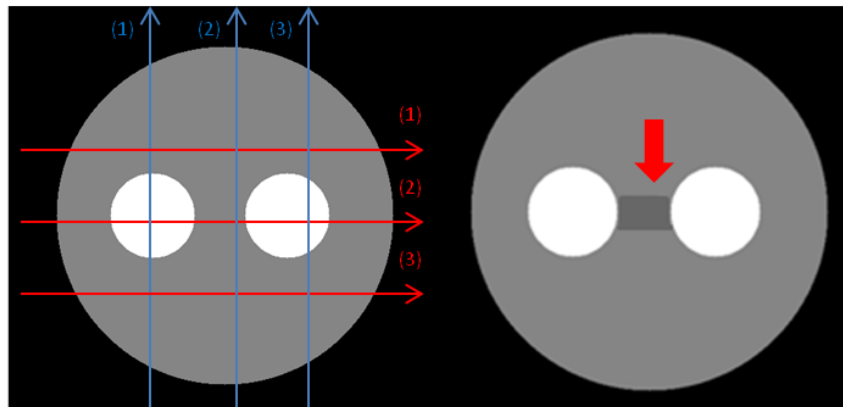


**Figura 2-6** Ejemplo de imágenes TAC de un cilindro homogéneo sin (izq.) y con (dcha.) artefacto de *cupping* debido al endurecimiento de haz. La línea amarilla representa un perfil a lo largo de la línea roja. Fuente: (Barrett et al 2004).

Además del efecto de *cupping* en zonas homogéneas, debido al fenómeno del endurecimiento de haz se produce otro artefacto que dificulta el diagnóstico: bandas oscuras que aparecen entre partes densas al reconstruir objetos heterogéneos.

Su origen es similar al caso de *cupping* en objetos homogéneos y lo explicaremos el con el ejemplo simplificado de la Figura 2-7. El rayo en rojo (2) atraviesa tanto el tejido blando (en gris) como las partes densas (en blanco), por lo que es fuertemente endurecido. En cambio, los rayos en rojo (1) y (3) serán endurecidos en menor medida. Por tanto, los rayos muy endurecidos, darán lugar a medidas de atenuación total menores y, por consiguiente, a zonas menos densas en la reconstrucción (banda oscura entre partes densas).

Además de las bandas oscuras, también aparecerá *cupping* en las partes homogéneas por el mismo motivo explicado anteriormente en objetos homogéneos.



**Figura 2-7** Esquema del origen de las bandas oscuras entre partes densas debido al endurecimiento de haz. La flecha roja señala el artefacto de banda oscura entre dos partes densas debido al endurecimiento de haz.

### **2.3. Herramienta de simulación del escáner micro-TAC add-on: TAC-SIM**

Para estudiar el efecto del endurecimiento de haz en el escáner micro-TAC *add-on* y su efecto en diferentes tipos de estudios tanto cualitativa como cuantitativamente, se ha desarrollado una herramienta de simulación de los procesos llevados a cabo en el escáner micro-TAC *add-on* utilizando los lenguajes Matlab R2008a e IDL 6.4, denominada *TAC-SIM*. A partir de la caracterización del endurecimiento de haz en simulación, es más sencillo el estudio y la evaluación de métodos adecuados para la eliminación de los artefactos que produce. Se ha decidido que los bloques de adquisición y reconstrucción simulen estos dos procesos en el escáner para una geometría de rayos paralelos debido a que la geometría no afecta al fenómeno de endurecimiento de haz y la implementación en rayos paralelos tiene menor coste computacional.

En la Figura 2-8 se presentan los tres bloques principales que funcionan de manera independiente: bloque de generación del maniquí simulado, bloque de adquisición y

bloque de reconstrucción. Todos los archivos que contienen las diferentes funciones de la herramienta *TAC-SIM* presentan una cabecera al principio con los detalles del bloque y módulos al que pertenecen.

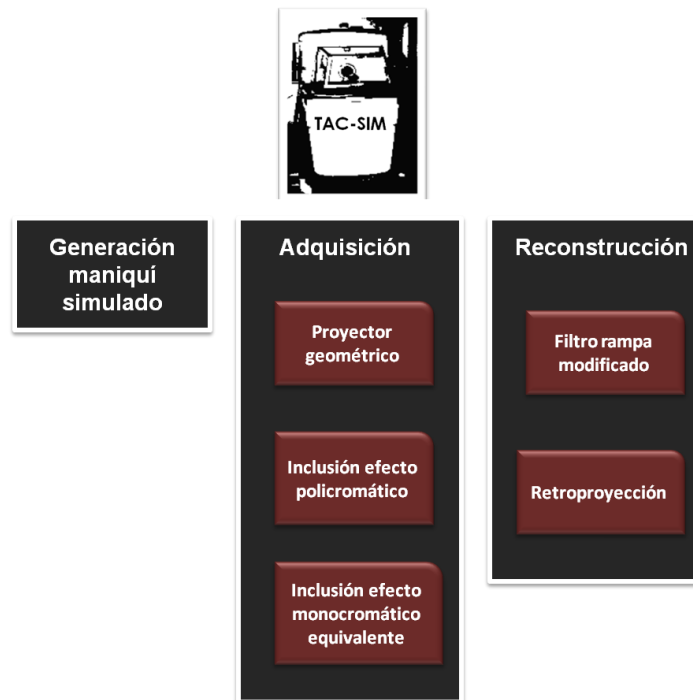


Figura 2-8 Diagrama de los bloques que forman la herramienta de simulación *TAC-SIM*: las cajas grises corresponden a los bloques principales y las cajas rojas a los módulos que los forman.

El carácter modular de la herramienta de simulación desarrollada facilita su adaptación para caracterizar otros tomógrafos.

### 2.3.1 Bloque de generación de maniqués simulados

El bloque de generación de maniqués simulados recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **binning:** es un entero que determina el tamaño del píxel de la imagen y puede tomar los valores 1, 2 y 4. El tamaño del píxel en el detector es  $50 \mu\text{m}$ , por lo que el tamaño del píxel en la imagen es  $\frac{50}{M} \times \text{binning} \mu\text{m}$  (donde  $M$  es la magnificación y su valor es 1, 6 en nuestro sistema).
- **forma:** es una cadena de caracteres (*string*) que determina la forma geométrica de la imagen del maniquí y de los elementos contenidos en ella. Puede ser 'semi' (forma semicircular homogénea), 'circ' (forma circular homogénea), 'circ\_het' (dos objetos circulares homogéneos diferentes), 'ov\_het' (dos objetos ovalados homogéneos diferentes) y 'circ\_het\_4' (cuatro objetos circulares homogéneos diferentes).
- **densidad:** sucesión de los valores de densidad en  $\text{gr/cm}^3$  del material o materiales separados por comas que formarán el maniquí simulado.



- **path:** *string* con el path del directorio donde se almacenará el fichero de salida del módulo.

El módulo de generación de maniqués simulados devuelve un fichero llamado 'maniqui.txt' en el directorio **path** con los valores en flotantes de los píxeles de la imagen del maniquí generada. El tamaño de la imagen devuelta es de  $2048/\text{binning} \times 2048/\text{binning}$  píxeles. El resultado es una mapa de densidad que simula uno de los cortes tomográficos de un maniquí real como el de la Figura 2-9.

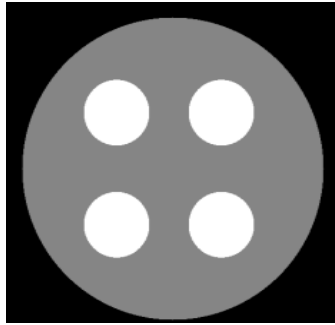


Figura 2-9 Ejemplo de imagen del maniquí de 512x512 píxeles (binning=4) generada con el bloque de generación de maniqués simulados de la herramienta *TAC-SIM*.

### 2.3.2 Bloque de Adquisición

El bloque de adquisición de la herramienta *TAC-SIM* simula el proceso de adquisición de diferentes estudios del micro-TAC *add-on* y está formado por tres módulos principales: proyector geométrico, inclusión del efecto policromático e inclusión del efecto monocromático equivalente.

#### 2.3.2.1 Módulo proyector geométrico

El módulo proyector geométrico simula el proceso de adquisición de un sistema tomográfico de rayos paralelos teniendo en cuenta únicamente la geometría de los rayos (proyección ideal). El módulo proyector geométrico recibe como entrada los siguientes parámetros:

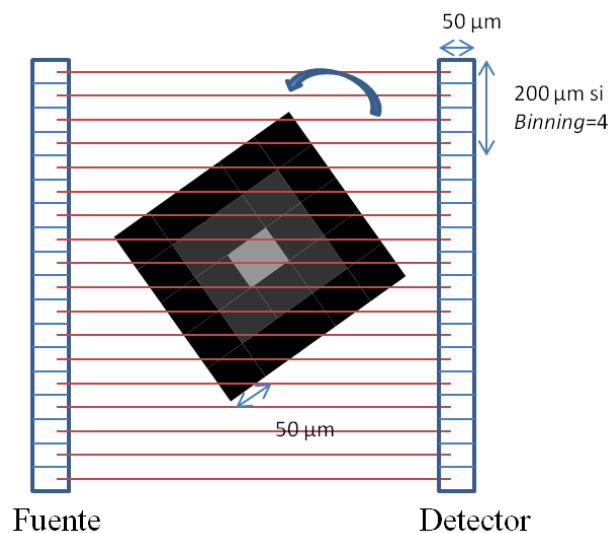
- **imagen:** matriz que se desea proyectar. Si se desea aplicar el módulo de inclusión de efecto policromático o el módulo de inclusión de efecto monocromático equivalente, la imagen debe ser un mapa de densidad (en  $\text{gr}/\text{cm}^3$ ).
- **dx\_imagen, dy\_imagen:** flotantes que indican el ancho y alto en  $\mu\text{m}$  del píxel en **imagen**.
- **N\_angulos:** número entero de posiciones angulares con los que se adquirió o simuló la imagen de proyección.
- **Nbins:** número entero de muestras de la proyección, lo que equivale al número de rayos que "atravesarán" virtualmente la matriz **imagen**.

- **CTF**: opción que habilita la escritura de los datos de proyección en archivos con extensión '.CTF' y su correspondiente cabecera con extensión '.ACT' compatibles con el escáner micro-TAC *add-on* si vale "1".

Este módulo proporciona las integrales de densidad para cada rayo simulado, es decir:

$$Proy_{ideal}(\theta, b) = \int_{L_{\theta b}} \rho dl \quad (3.5)$$

Siendo  $\theta = \{0..N\_angulos-1\}$ ,  $b = \{0..Nbins-1\}$ ,  $L_{\theta b}$  es la línea de proyección coorespondiente al ángulo de proyección  $\theta$  y al bin  $b$  en la proyección, y  $\rho$  el valor del mapa de densidad (si **imagen** es generada por el bloque anterior). La implementación de la ecuación (3.5) se simplifica considerando que el sistema (fuente y detector) es estático y es el objeto el que gira (Figura 2-10). Así, para cada ángulo de proyección se obtiene el sumatorio del producto del valor de cada píxel y el tamaño del píxel (en  $\mu m$ ) para todas las filas (trayectorias paralelas horizontales). A continuación, se rota la imagen (con interpolación lineal) y se repite el proceso sucesivamente hasta completar el número de ángulos de proyección (**N\_angulos**) deseado. Todos estos valores se almacenan en una matriz (en flotantes) de tamaño **N\_angulos** x **Nbins**, lo que forma la imagen de proyección o sinograma resultado.



**Figura 2-10 Explicación intuitiva del módulo proyector geométrico de rayos paralelos de la herramienta TAC-SIM. La fuente simulada equivale a Nbins fuentes puntuales de rayos paralelos que son recogidos en Nbins detectores puntuales. El proyector suma las filas de la imagen que desea proyectar (imagen de tres valores de gris de 5x5 píxeles) y a continuación rota la imagen objeto y vuelve a sumar las filas y así sucesivamente hasta completar el número de proyecciones deseado.**

El módulo proyector devuelve un fichero con extensión '.CTF' con los datos de proyección y un fichero de cabecera '.ACT' (tal y como se describió en el apartado 1.7.1) si el parámetro **CTF** es igual a "1". En caso contrario, el módulo devuelve un archivo llamado 'proyeccion.raw' con los valores en flotantes.

### 2.3.2.2 Módulo de inclusión de efecto policromático

La atenuación de los distintos materiales a los fotones de rayos X depende de la energía de éstos, como hemos vistos en la Figura 2-2, y se puede modelar como el producto del coeficiente de atenuación de masa ( $m$ ) por densidad del material ( $\rho$ ):

$$\mu_i(\varepsilon) = m_i(\varepsilon) \cdot \rho_i \quad (3.6)$$

donde el coeficiente de atenuación de masa,  $m_i(\varepsilon)$ , es el factor dependiente con la energía.

Al sustituir (3.6) en las expresiones (3.3) y (3.4) se obtienen:

$$N_L(\varepsilon) = \int N_0(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L \sum_i m_i(\varepsilon) \cdot \rho_i dl} d\varepsilon \quad (3.7)$$

$$\int_L \sum_i \mu_i(\varepsilon) dl = \ln \left( \frac{N_0(\varepsilon)}{N_L(\varepsilon)} \right) = \ln \left[ \frac{N_0(\varepsilon)}{N_0(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L \sum_i m_i(\varepsilon) \cdot \rho_i dl}} \right] = F_{BH} \quad (3.8)$$

Para el cálculo de la atenuación total se han simulado los espectros de emisión  $N_0(\varepsilon)$  producidos por el tubo de rayos del micro-TAC mediante la herramienta *Spektr* (Siewerdsen et al 2004). Esta herramienta se basa en el modelo TASMIP que es completamente empírico y no tiene en cuenta ningún tipo de suposición física acerca de la producción de los rayos X. La interfaz de la herramienta se muestra en la Figura 2-11. El modelo parte de los espectros medidos y publicados en (Fewell et al 1981) para obtener una mayor cantidad de espectros para diferentes voltajes de aplicación mediante interpolación. Posteriormente, los espectros se ajustan a 131 funciones polinómicas dependientes de la energía.

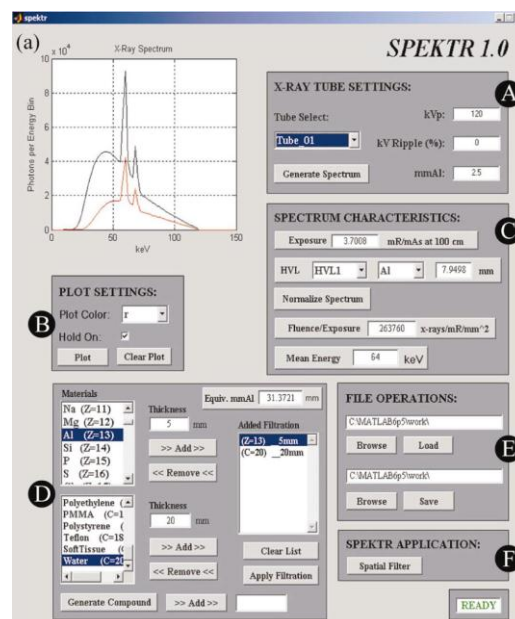
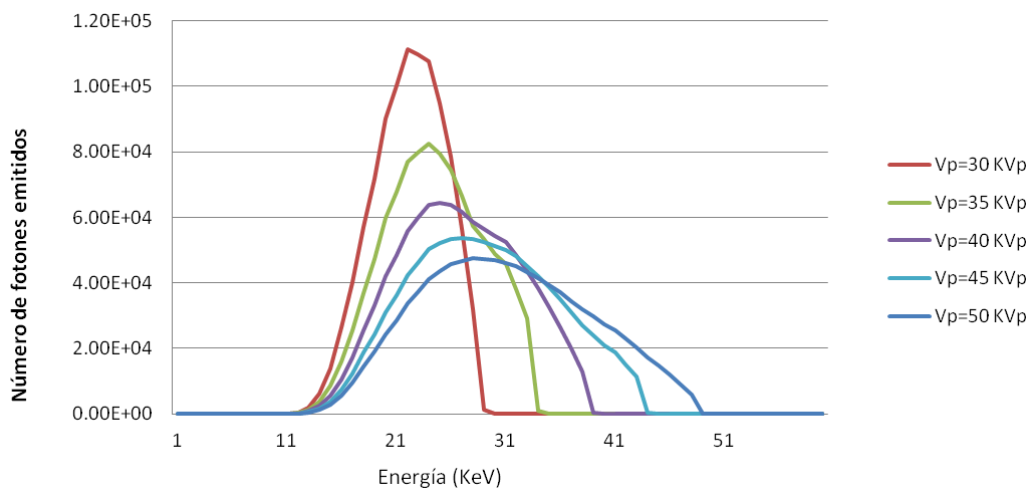


Figura 2-11 Interfaz de la herramienta de simulación *Spektr* 1.0 con las diferentes opciones para la generación del espectro de rayos X. Fuente: (Siewerdsen et al 2004).

En la Figura 2-12 se muestran los espectros simulados para una serie de voltajes típicos en imagen de pequeño animal. Para su representación, se han normalizado con el valor total de fotones emitidos en cada caso, por lo que el área bajo la curva de cada espectro es siempre 1. Debido a que el número de fotones emitidos totales es proporcional a la corriente del tubo de rayos X (Jan 2006), multiplicamos el espectro normalizado por  $N_{total}$  y así, la integral de cada espectro emitido es  $N_{total}$ .



**Figura 2-12** Espectros de emisión de rayos X simulados para diferentes voltajes de aplicación y  $N_{total}=10^6$  fotones.

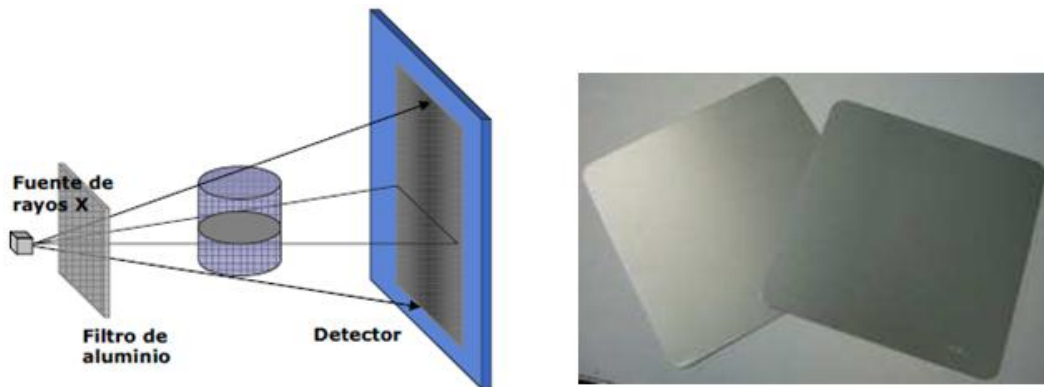
Los parámetros medidos para caracterizar los espectros mostrados en la Figura 2-12 se muestran en la Tabla 2-1.

Vp (KeV)	Energía media (KeV)	Aumento Energía media (%)	Amplitud máxima	Reducción fotones (%)
30	22,15	-	111467,5	-
35	24,54	10,79	82423,01	26,05
40	26,77	9,08	64362,24	21,91
45	29	8,33	53584,04	16,74
50	31,01	6,93	47584,72	11,19

**Tabla 2-1** Parámetros medidos de los espectros de rayos X simulados con la herramienta de simulación TAC-SIM donde tanto el aumento de energía media (%) como la reducción de fotones (%) se ha calculado respecto al voltaje anterior.

En los escáneres de rayos X es común colocar filtros de aluminio y/o cobre entre la fuente de rayos X y el cuerpo bajo estudio tal y como se muestra en la Figura 2-13. La función de este filtro físico es atrapar los fotones de emisión de baja energía. Este método presenta dos ventajas de suma importancia. Por un lado, elimina los fotones

de baja energía prescindibles en el estudio ya que no suelen atravesar el objeto, reduciendo así la dosis innecesaria de radiación ionizante en el paciente. Por otro lado, supone el pre-endurecimiento del haz de rayos X antes de llegar al objeto, lo que reduce los artefactos producidos por el endurecimiento de haz. Esto se debe a que el espectro pre-endurecido emitido está formado por fotones de menor diversidad de energías, es decir, la mayor parte del espectro se concentra en la zona de alta energía, pudiendo alcanzar la forma de un haz monocromático con un filtro de grosor considerable. Sin embargo, filtros con demasiado grosor que conviertan el haz en monocromático, también atrapan la mayoría de los fotones de mayor energía, lo que disminuye la relación señal-ruido en los detectores degradando la calidad de la imagen.

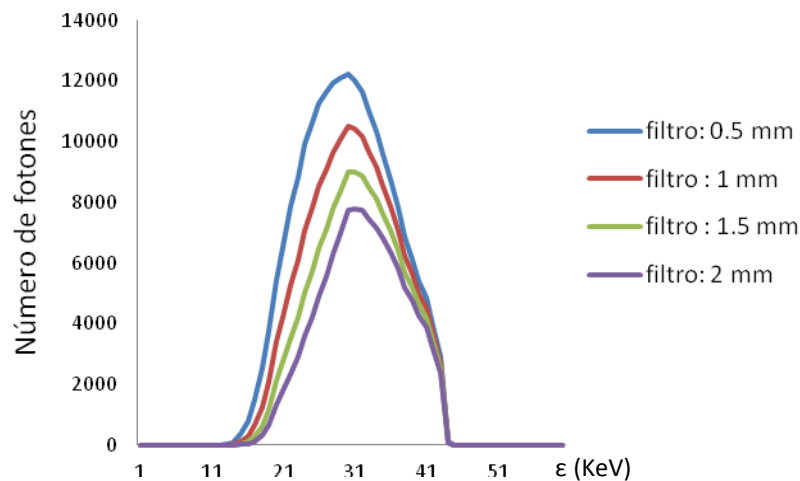


**Figura 2-13 (Izq.) Esquema de la colocación del filtro para pre-endurecimiento del haz de rayos X y (dcha.) ejemplo real de dichos filtros.**

Para estudiar el efecto del pre-endurecimiento en la forma del espectro emitido que llega al sujeto, se ha implementado un módulo que simula el filtro físico de aluminio (que es el utilizado en el micro-TAC *add-on*), siguiendo la ecuación (3.9).

$$N_{pre-end}(\varepsilon) = \int N_o(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L m_{Al}(\varepsilon) \cdot \rho_{AL} \cdot dl} \quad (3.9)$$

Los espectros obtenidos después de aplicar filtros de aluminio de 0,5; 1; 1,5 y 2 mm de grosor se muestran en la Figura 2-14.



**Figura 2-14 Comparativa de los diferentes filtros para un voltaje de 45 KVp y  $10^6$  fotones.**

Como se observa en la Figura 2-14, el filtro de aluminio además de pre-endurecer el haz, reduce el número máximo de fotones (amplitud del espectro). Este último efecto del filtro se puede subsanar aumentando la corriente del tubo ya que este parámetro es proporcional al número de fotones de rayos X emitidos. La Tabla 2-2 muestra las características de los espectros de emisión tras diferentes filtros.

Filtro aluminio (mm)	Energía media (KeV)	Aumento Energía media (%)	Amplitud máxima	Reducción fotones (%)
0,5	29,96		12230,36	
1	30,76	2,67	10503,75	14,11
1,5	31,44	2,21	9020,88	14,11
2	32,03	1,87	7802	13,51

**Tabla 2-2 Parámetros medidos de los espectros de rayos X tras atravesar diferentes filtros de aluminio simulados con la herramienta de simulación TAC-SIM donde tanto el aumento de energía media (%) como la reducción de fotones (%) se ha calculado respecto al resultado del filtro anterior.**

Por otro lado, para el cálculo de la ecuación (3.7) es necesario el conocimiento de los coeficientes de atenuación de masa de los materiales bajo estudio. Los coeficientes de atenuación de masa han sido extraídos del NIST (*National Institute of Standards and Technology*) donde fueron tabulados empíricamente. Los materiales bajo estudio son 92 elementos de la tabla periódica (donde el número atómico comprende del 1 al 92) y diez compuestos como por ejemplo, hueso, tejido adiposo, agua, tejido muscular, etc.

El módulo de inclusión de efecto policromático recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **proyeccion\_material1**: imagen de proyección (densidad total en  $\text{gr/cm}^3$ ) del maniquí formado por el primero de los materiales.
- **proyeccion\_material2**: imagen de proyección (densidad total en  $\text{gr/cm}^3$ ) del maniquí formado por el segundo de los materiales.
- **voltaje**: número entero con el voltaje de aplicación del espectro simulado en KVp en un rango de 30 a 50 KVp en intervalos de 5 KVp.
- **num\_fotones**: número entero con el total de fotones de rayos X simulados.
- **path\_espectros**: *string* con el path del directorio donde se encuentran los archivos con los espectros normalizados. Todos los archivos tendrán el siguiente nombre: spectra\_micro-TAC-voltaje.txt. En la primera columna está la energía en KVp, en la segunda el número de fotones obtenido (sin normalizar) y en la tercera el número de fotones normalizado a que la integral sea 1.
- **path\_mac**: *string* con el path del directorio donde se encuentran los archivos con los valores del coeficiente de atenuación de masa de los materiales para un rango de energías entre 1 y 60 KeV.
- **materiales**: nombre de los dos materiales (en inglés) separados por una coma y cada uno de ellos con comillas simples.
- **espesor\_filtro**: número flotante que indica el espesor de filtro (en cm) de aluminio de pre-endurecimiento.

El módulo de inclusión de efecto policromático lee la tercera columna del archivo donde está almacenado el espectro de rayos X normalizado correspondiente al **voltaje** recibido como entrada (en **path\_espectros**) y lo multiplica por **num\_fotones**. Si **espesor\_filtro** es distinto de cero, se calcula el espectro filtrado por aluminio mediante la ecuación 3.9. Además, lee los archivos de texto determinados por **materiales** del directorio donde se encuentran almacenados los coeficientes de atenuación de masa de cada uno de los materiales (**path\_mac**). Finalmente, calcula los datos de proyección simulados con efecto policromático mediante la versión matricial de la ecuación (3.7), es decir, se incluye el efecto energético en cada punto de las proyecciones de densidad ideales como se esquematiza en la Figura 2-15. Posteriormente se realiza la operación de logaritmo para la obtención de las integrales de atenuación con endurecimiento de haz.

$$\text{Datos escáner simulado} = \sum_{\epsilon} N_o(\epsilon) e^{-\text{Proyección ideal} \cdot m_i(\epsilon)}$$

Figura 2-15 Simulación de la adquisición del escáner con una fuente policromática.

El resultado de este módulo es una matriz de proyección con endurecimiento de haz con las mismas dimensiones que la matriz original introducida pero cuyos píxeles representan valores de atenuación total en lugar de densidad y son de tipo *float*.

### 2.3.2.3 *Módulo de inclusión de efecto monocromático equivalente*

El módulo de inclusión de efecto monocromático simula las proyecciones del escáner micro-TAC como si la fuente de rayos fuera monocromática, es decir, cuyo espectro estuviera formado por fotones de una sola energía: la energía equivalente al caso policromático, a la que nos referiremos como energía eficaz. En ese caso, la dependencia con la energía desaparecería y la ecuación (3.7) se convertiría en:

$$N_L(\varepsilon_{ef}) = N_0(\varepsilon_{ef}) \cdot e^{-\int_L \sum_i m_{i_{ef}}(\varepsilon_{ef}) \cdot \rho_i dl} \quad (3.10)$$

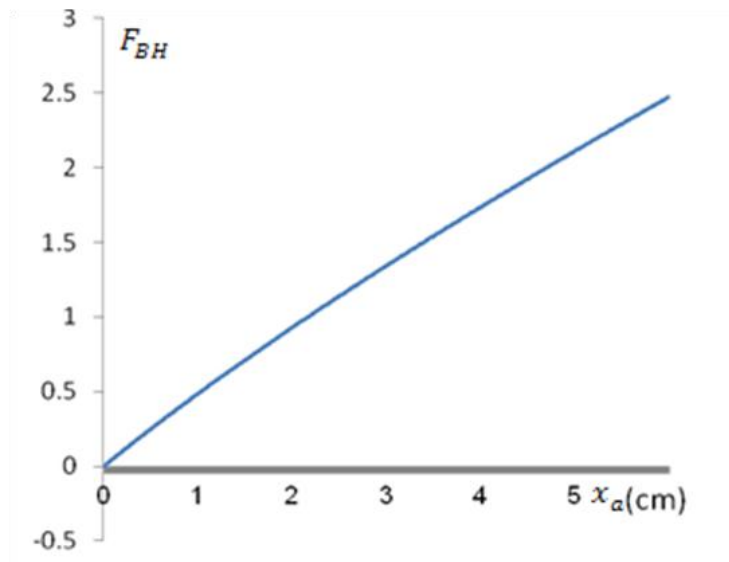
donde  $\varepsilon_{ef}$  es la energía eficaz y  $m_{i_{ef}}$  es el coeficiente de atenuación de masa eficaz, es decir, a la energía eficaz. El cálculo de la energía eficaz es interesante por dos razones: por un lado, para poder comparar las proyecciones con efecto policromático con las proyecciones monocromáticas equivalentes sin endurecimiento del haz y, por otro lado, para poder hacer la corrección de linealización que se explicará en el capítulo 4).

Cada espectro policromático tendrá una energía eficaz diferente. Esta energía se calcula a partir del *coeficiente de atenuación de masa eficaz* de los materiales bajo estudio por separado. Para ello, es necesario calcular la función de endurecimiento de haz para el caso policromático tal y como se expresó en la ecuación (3.8) para cada material bajo estudio. Por ejemplo, para el caso del agua, la función sería:

$$F_{BH}(x_a) = \ln \left[ \frac{\sum_{\varepsilon} N_0(\varepsilon)}{N_0(\varepsilon) \sum_{\varepsilon} e^{-\sum_{\varepsilon} m_a(\varepsilon) \cdot \rho_a \cdot x_a}} \right] \quad (3.11)$$

siendo  $N_0(\varepsilon)$  el espectro de emisión simulado,  $m_a(\varepsilon)$  el coeficiente de atenuación de masa del agua y  $x_a$  el vector de cantidades de agua. En la Figura 2-16 se muestra un ejemplo de  $F_{BH}(x_a)$ . Para pequeñas cantidades de agua, la atenuación total es lineal con la cantidad atravesada ya que el haz prácticamente no se endurece. Sin embargo, para mayores espesores, el haz se endurece en mayor medida y la atenuación total deja de ser una línea recta. Tal y como esperábamos, la atenuación total que presenta el agua a los fotones de rayos X no es directamente proporcional a la cantidad atravesada.



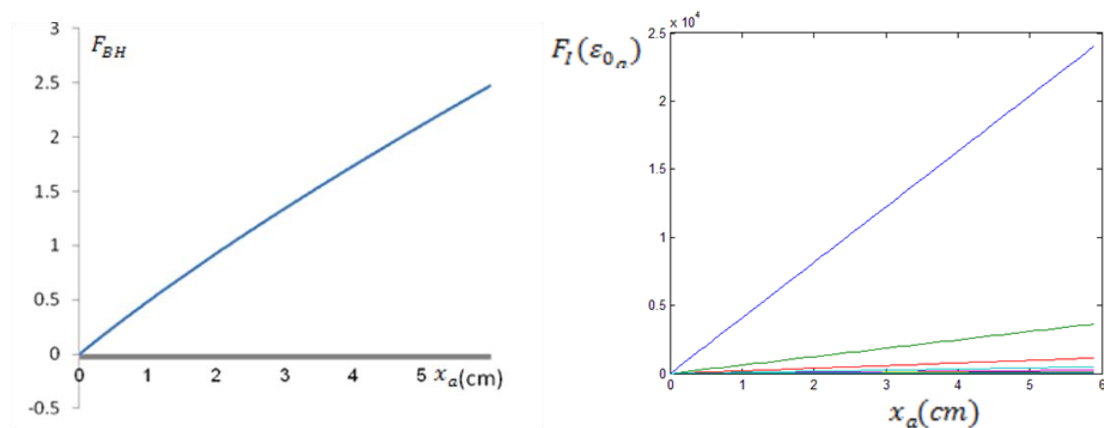


**Figura 2-16** Representación de la función de endurecimiento de haz,  $F_{BH}(x_a)$  para diferentes cantidades de agua ( $x_a$ ) para un espectro de emisión de  $V_p=45$  keV y  $N_{total}=10^6$  fotones.

El siguiente paso es encontrar la función ideal equivalente al caso policromático,  $F_{I_{ef}}(x_a)$ , a la que llamaremos función ideal eficaz que es una recta determinada por el producto del coeficiente de atenuación de masa a la energía eficaz ( $m_{i_{ef}}$ ) y la cantidad de agua ( $x_a$ ):

$$F_{I_{ef}}(x_a) = m_{a_{ef}}(\varepsilon_{ef}) \cdot x_a \quad (3.12)$$

Para calcular el coeficiente de atenuación de masa a la energía eficaz,  $m_{i_{ef}}$ , se obtienen las rectas ideales correspondientes a los casos monocromáticos correspondientes a los diferentes voltajes de aplicación a partir de su pendiente,  $m_a(\varepsilon_i)$ , que expresaremos como  $F_{I_{\varepsilon_i}}(x_a)$ . A continuación, estas rectas se ajustan a la función del caso policromático  $F_{BH}(x_a)$ , con el objetivo de encontrar la combinación de funciones ideales (monoenergéticas) que mejor estima la función de endurecimiento de haz (Figura 2-17).



**Figura 2-17** (Izq.) Representación de la función  $F_{BH}(x_a)$  y (dcha.) representación de las diferentes rectas ideales  $F_I(\varepsilon_i, x_a)$  para un rango de  $\varepsilon_i$  entre 1 y 60 keV en pasos de 1keV.

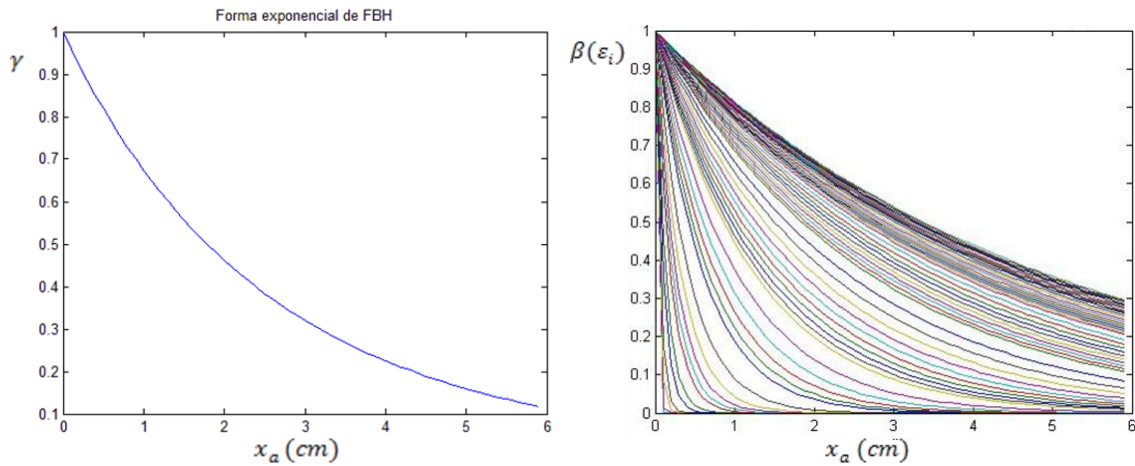
## Estudio y caracterización del endurecimiento de haz

Para ajustar varias rectas a una curva realizamos el ajuste con la forma exponencial de éstas:

$$\gamma(x_a) = e^{-F_{BH}(x_a)} \quad (3.13)$$

$$\beta(\varepsilon_i, x_a) = e^{-F_I(\varepsilon_i, x_a)} \quad (3.14)$$

donde  $\gamma(x_a)$  y  $\beta(\varepsilon_i, x_a)$ , mostradas en la Figura 2-18, representan la cantidad de fotones recibidos en función de la cantidad de material atravesado.



**Figura 2-18 (Izq.)** Representación de  $\gamma(x_a)$ : cantidad de fotones (normalizado) recibidos tras atravesar diferentes cantidades de agua; (dcha.) representación de  $\beta(x_a)$  para 60 diferentes energías (cada color se corresponde con una  $\varepsilon_i$  diferente).

El siguiente paso consiste en el cálculo de la combinación lineal de las curvas  $\beta(\varepsilon_0, x_a)$  que más se asemeje a la curva  $\gamma(x_a)$  para así calcular el coeficiente de atenuación de masa efectivo del agua y a partir de él, la energía eficaz. Para ello, se ha realizado el ajuste exponencial de  $\beta(\varepsilon_0, x_a)$  y  $\gamma(x_a)$  por mínimos cuadrados:

$$\text{mín} \sum_{i=0}^P \|\beta(\varepsilon_0, x_a) \cdot p_i - \gamma(x_a)\| \quad (3.15)$$

$$\text{sujeto a las restricciones} \quad 0 \leq p_i \leq 1, \quad \sum_{i=0}^P p_i = 1 \quad (3.16)$$

siendo P el número total de energías y  $p_i$  los coeficientes (pesos) que ponderan los valores de  $\beta(\varepsilon_i, x_a)$  para cada uno de los valores de  $\varepsilon_i$ . A partir de estos pesos, es posible calcular el coeficiente de atenuación de masa efectivo, correspondiente al caso monocromático equivalente como el sumatorio del coeficiente de atenuación de masa del material ponderado por los coeficientes  $p$  para todo el espectro:

$$m_{a_{ef}} = \sum_{i=0}^P m_a(\varepsilon) \cdot p_i \quad (3.17)$$

Este coeficiente será la pendiente de la recta ideal eficaz,  $F_{I_{ef}}(x_a)$ .

El módulo de inclusión de efecto monocromático recibe como parámetros de entrada:

- **proyeccion\_material1**: imagen de proyección (densidad total en  $\text{gr/cm}^3$ ) del maniquí formado por el primero de los materiales.
- **proyeccion\_material2**: imagen de proyección (densidad total en  $\text{gr/cm}^3$ ) del maniquí formado por el segundo de los materiales.
- **voltaje**: número entero con el voltaje de aplicación del espectro simulado en KVp en un rango de 30 a 50 KVp en intervalos de 5 KVp.
- **num\_fotones**: número entero total de fotones de rayos X simulados.
- **path\_espectros**: *string* con el path del directorio donde se encuentran los archivos con los espectros normalizados. Todos los archivos tendrán el siguiente nombre: 'spectra\_micro-TAC-voltaje.txt'. En la primera columna está la energía en KVp, en la segunda el número de fotones obtenido (sin normalizar) y en la tercera el número de fotones normalizado a que la integral sea 1.
- **path\_mac**: *string* con el path del directorio donde se encuentran los archivos con los valores del coeficiente de atenuación de masa de los materiales para un rango de energías entre 1 y 60 KeV.
- **N\_muestras**: número entero de muestras totales generadas de la función de endurecimiento de haz.

El módulo de inclusión de efecto monocromático, al igual que el módulo anterior, lee los archivos donde están almacenados los espectros teniendo en cuenta los parámetros **voltaje** y **num\_fotones**, además de los archivos "mac\_bone.txt" y "mac\_water.txt" del directorio determinado por el parámetro **path\_mac** para obtener el coeficiente de atenuación de los materiales a diferentes energías.

Las dos principales funciones de este módulo son: *CalculaFuncionBH* y *CalculaMacEfectiva*. La función *CalculaFuncionBH* calcula la función del endurecimiento de haz para los dos materiales por separado y devuelve dos vectores de **N\_muestras** de tipo flotante con los valores de  $F_{BH}(x_a)$  y  $F_{BH}(x_h)$ .

Después la función *CalculaMacEfectiva* se encarga del cálculo del coeficiente de atenuación de masa efectivo de los materiales calculando el ajuste de las curvas exponenciales. Finalmente, el módulo incluye el efecto monocromático en las imágenes de cada material, **proyeccion\_material1** y **proyeccion\_material2**. Para ello, se calculan las nuevas proyecciones escaladas por el coeficiente de masa efectivo de cada material por separado como se esquematiza en la Figura 2-19. El módulo devuelve dos ficheros llamados **proyeccion\_material1\_eficaz.txt** y "proyección\_material2\_eficaz.txt".

$$\text{Datos escáner simulado} = \sum_{\epsilon} N_o(\epsilon) e^{-\text{Proyección ideal} \cdot m_{a_{ef}}}$$

Figura 2-19 Esquema de la inclusión del efecto monocromático equivalente.

### 2.3.3 Bloque de reconstrucción

El bloque de reconstrucción se encarga de la reconstrucción de los datos de proyección mediante la implementación computacional del método de retroproyección filtrada para el caso de rayos paralelos explicado en el apartado 1.4.1.1.

El bloque de reconstrucción recibe como entrada los siguientes parámetros:

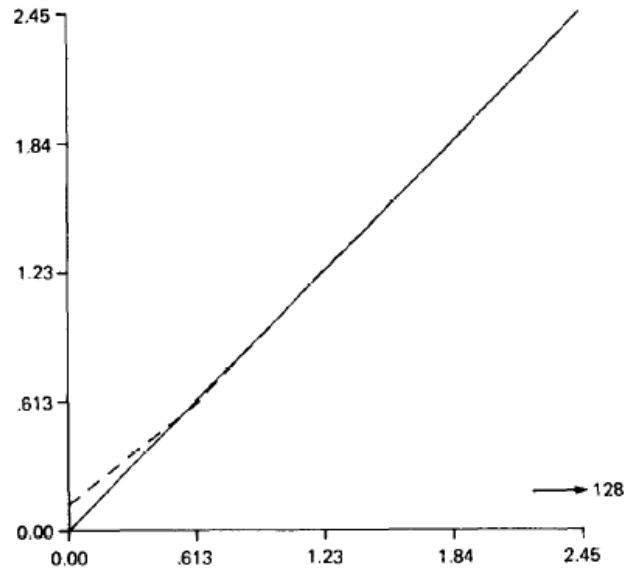
- **proyeccion:** imagen de proyección que se desea reconstruir.
- **N\_angulos:** número entero de posiciones angulares con los que se adquirió o simuló la imagen de proyección.
- **binning\_proy:** determina el tamaño del píxel de la imagen **proyeccion**. Puede tomar los valores 1, 2 y 4.
- **binning\_out:** determina el tamaño del píxel de la imagen de salida reconstruida. Puede tomar los valores 1, 2 y 4.

Para la implementación del método *FBP*, en primer lugar se filtran las proyecciones en el dominio de la frecuencia, por lo que es necesario convertir la imagen **proyeccion** al espacio transformado de Fourier mediante la *FFT (Fast Fourier Transform)* de *IDL 6.4*. Para aumentar su resolución se le añade previamente un *padding* de ceros del mismo tamaño que la imagen. El bloque de reconstrucción se encarga de filtrar la *FFT* de las proyecciones con el filtro rampa mediante el producto de estas dos matrices. Para pasar de nuevo al dominio espacial, se calcula la *FFT* inversa de las proyecciones filtradas.

#### 2.3.3.1 Módulo de filtro rampa modificado

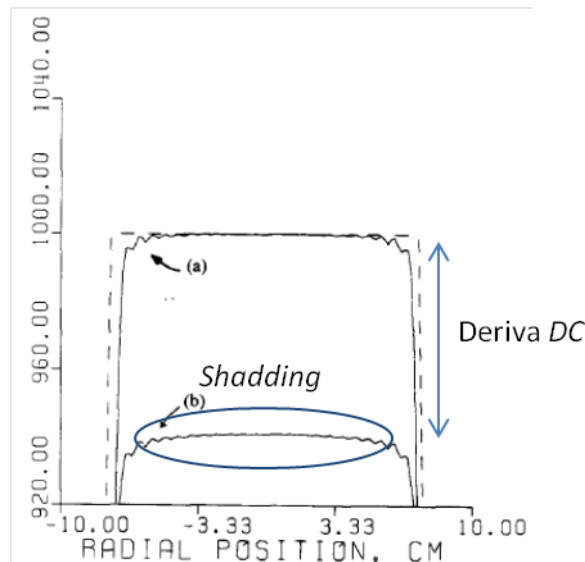
La operación de filtrado puede derivar del muestreo del filtro continuo ya sea en el dominio espacial o en el de la frecuencia (Kak 1988). Se ha escogido la implementación en frecuencia ya que la operación de convolución de las proyecciones y el filtro (en el dominio espacial) es más costosa computacionalmente. La implementación discreta del filtro rampa precisa de algunas variaciones que explicaremos a continuación.

El filtro utilizado en el espacio de Fourier  $R(k)$  es la versión muestreada del filtro rampa continuo  $H(f)$  que se mostró en el capítulo 1. La implementación del filtrado en el dominio espacial tiene las ventajas de no provocar ni deriva de componente continua, ni efecto de *shading*, ya que no hay muestreo en la frecuencia. Comparando el resultado de la *FFT* de la implementación del filtro en el espacio y el filtro directamente definido en la frecuencia, mostrados en la Figura 2-20, vemos que difieren en los primeros términos. El primer término, que se hace cero para el filtro implementado en la frecuencia, es el responsable de la deriva del valor medio de la imagen y la diferencia en los siguientes coeficientes es la responsable del efecto de *shading*.



**Figura 2-20** Representación del filtro rampa muestreado en frecuencia (línea continua) y de la *FFT* del filtro muestreado en el espacio (línea discontinua) para frecuencias positivas donde se observan diferencias en los primeros valores. Fuente: (Kak 1988).

La reconstrucción resultante de estos dos métodos es teóricamente idéntica. En la Figura 2-21 se muestran los perfiles de la reconstrucción de un cilindro donde se observa que el método en el dominio espacial se aproxima más al perfil ideal. El método basado en el muestreo del filtro en el espacio de Fourier da lugar a *aliasing* en el dominio espacial y por tanto, a artefactos en las imágenes reconstruidas como deriva de continua y *shading*.



**Figura 2-21** Perfiles centrales de la reconstrucción de un cilindro de radio 7,5 cm. Las reconstrucciones se han hecho con (a) método en el dominio espacial y (b) con el método en el dominio de Fourier. La línea discontinua es el perfil central teórico. Fuente: (Crawford 1991).

Estos artefactos se han corregido mediante el método propuesto en (Crawford 1991) que se basa en reemplazar los primeros valores de  $R(k)$  con la *DFT (Discrete Fourier Transform)* del filtro en el espacio:

$$H_s(k) \approx B^2(1 - S_M(k)) + \frac{8B^2}{\pi^2 M} S_M(k) \quad (3.18)$$

siendo:

$$S_M(k) = \frac{\sum_{i=0}^{\left(\frac{M}{4}\right)-1} \frac{\cos 2\pi k(2i+1)/M}{(2i+1)^2}}{\sum_{i=0}^{\left(\frac{M}{4}\right)-1} (2i+1)^{-2}} \quad (3.19)$$

donde B es la frecuencia máxima del filtro, que estará limitada por el intervalo de muestreo en la proyección, M es la longitud de la *DFT* inversa y k es el número de muestras de  $H_s(k)$ .

El módulo de filtro rampa modificado recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **N\_angulos:** número entero de posiciones angulares con los que se adquirió o simuló la imagen de proyección.
- **k:** número entero de muestras del filtro rampa. Debe coincidir con el número de muestras de cada proyección.

Una de las funciones del módulo, concretamente la función *Coef\_Crawford*, calcula los valores de  $H_s(k)$ . Tras un estudio previo realizado, se escogió sustituir los tres primeros valores del filtro rampa en frecuencia por los calculados mediante esta función. Finalmente, el módulo de filtro rampa modificado devuelve una matriz (en flotantes) de tamaño **N\_angulos** x **k** donde cada fila se corresponde con un filtro rampa 1D modificado mediante Crawford.

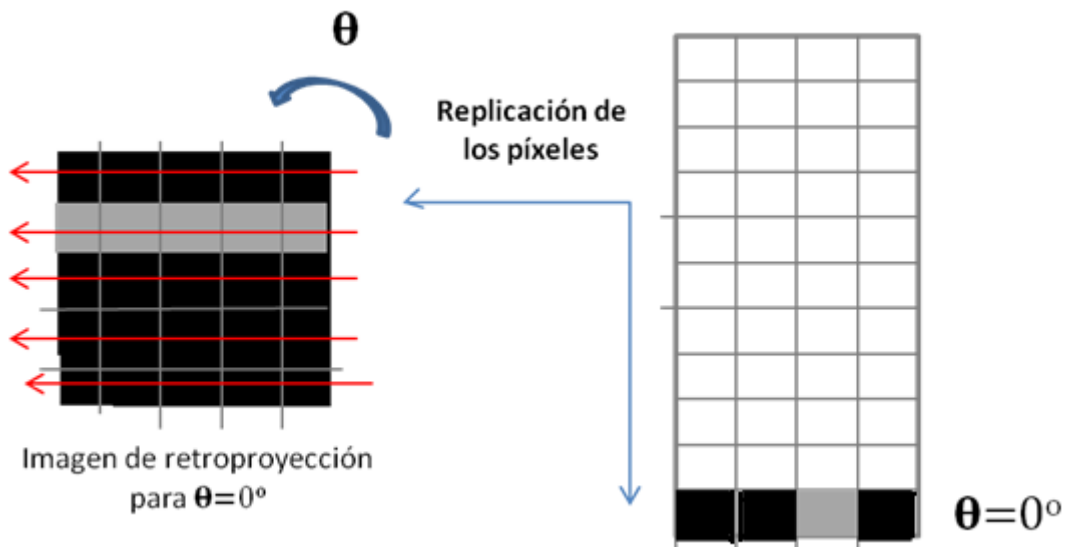
### 2.3.3.2 Módulo de retroproyección

El módulo de retroproyección de rayos paralelos recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **proyeccion:** imagen de proyección que se desea retroproyectar.
- **N\_angulos:** número entero de posiciones angulares con los que se adquirió o simuló la imagen de proyección.
- **binning\_proy:** determina el tamaño del píxel de la imagen **proyeccion**. Puede tomar los valores 1,2 y 4.
- **binning\_out:** determina el tamaño del píxel de la imagen de salida reconstruida. Puede tomar los valores 1,2 y 4.

En el caso de rayos paralelos, el retroproyector replica los valores recogidos en la posición de  $0^\circ$  (filas en nuestro caso) formando la imagen de retroproyección para el ángulo  $\theta=0^\circ$ . Después se replican los valores de la siguiente fila (correspondientes a la siguiente posición angular) y se rota la imagen resultante un ángulo  $\frac{180^\circ}{N\_angulos}$  para

formar la siguiente imagen de retroproyección (Figura 2-22). Este proceso se repite sucesivamente hasta completar **N\_ángulos** y la imagen final retroproyectada será la suma de las imágenes retroproyectadas para todos los ángulos.



**Figura 2-22** Explicación intuitiva del módulo de retroproyección de rayos paralelos de la herramienta *TAC-SIM*. La imagen de la derecha representa la imagen de proyección donde cada fila se corresponde a la proyección para un determinado ángulo. La primera fila de esta imagen se replica en la imagen de la izquierda formando la imagen de retroproyección para el primer ángulo ( $0^\circ$ ).

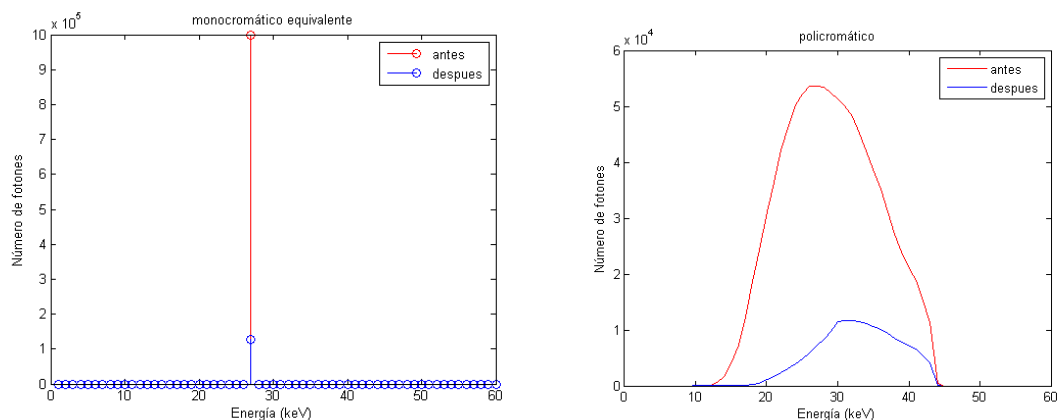
## 2.4. Caracterización del fenómeno de endurecimiento de haz en el escáner micro-TAC add-on

Se ha caracterizado el fenómeno de endurecimiento de haz en el escáner micro-TAC *add-on* y los artefactos que produce en estudios simulados con la herramienta *TAC-SIM*.

En primer lugar, se analizó el efecto de endurecimiento de haz en las medidas recogidas en el detector,  $N_L$ , el caso monocromático y con el caso policromático. Para ello, se simuló el espectro policromáticos correspondiente a un **voltaje** de 45KVp y un **num\_fotones** de  $10^6$  fotones y los espectros monocromáticos a la energía eficaz equivalente (**voltaje**=27KVp) antes y después de atravesar 4 cm de agua. Como se aprecia en la Figura 2-23, tanto el número total de fotones como la distribución del espectro policromático se ven fuertemente alterados. Para cuantificar el grado de endurecimiento de haz,  $G$ , se ha tenido en cuenta el número total de fotones dado que es ésta la única variable que contabiliza el escáner ya que no diferencia entre energías:

$$G = \frac{F_p - F_{m_{ef}}}{F_{m_{ef}}} \times 100 \% \quad (3.18)$$

donde  $F_p$  es el número total de fotones del espectro policromático tras atravesar una determinada cantidad de material, y  $F_{m_{ef}}$  es el número total de fotones del espectro monocromático equivalente a la energía eficaz tras atravesar ambos la misma cantidad de material.



**Figura 2-23** Espectros simulados de la fuente monocromática a la energía eficaz de 27 KVp (izq.) y de la fuente policromática con voltaje=45KVp (dcha.). En rojo antes y en azul después de atravesar 4 cm de agua.

También se han simulado los espectros anteriores tras atravesar la misma cantidad de hueso cortical y los resultados del grado de endurecimiento de haz en ambos materiales por separado se muestran en la Tabla 2-3. Como era de esperar, el número total de fotones recogido tanto en hueso como en agua, es mayor cuando el haz es policromático, lo que significa que el escáner mide más señal y por tanto menor atenuación. Además, en objetos formados únicamente por hueso el grado de



endurecimiento es mayor debido a que el coeficiente de atenuación del hueso a bajas energías es mayor que el del agua.

Material	Número de fotones en el caso monocromático	Número de fotones en el caso policromático	Grado de endurecimiento de haz
Agua	126300	176200	39,5 %
Hueso	789,64	7351,3	89,25 %

**Tabla 2-3 Resultados del número total de fotones medido en la simulación del endurecimiento de haz para dos materiales distintos: agua y hueso cortical.**

Para estudiar la dependencia del endurecimiento de haz con el voltaje de aplicación de la fuente de rayos X del micro-TAC, se han realizado cuatro simulaciones: espectro policromático y espectro monocromático equivalente para dos **voltajes** diferentes: 30 kVp y 50 kVp y un mismo material (agua). Como se ve en la Tabla 2-4, el grado de endurecimiento de haz es mayor cuanto menor es el voltaje de aplicación.

Voltaje de aplicación	Número de fotones en el caso monocromático	Número de fotones en el caso policromático	Grado de endurecimiento de haz
30 KVp	42121	62634	48,7 %
50 KVp	151980	203620	33,97 %

**Tabla 2-4 Resultados de la simulación de endurecimiento de haz para dos voltajes de la fuente de rayos X diferentes.**

El efecto de la corriente del tubo de rayos X del micro-TAC en el grado de endurecimiento de haz se estudió realizando tres simulaciones atravesando 4 cm de agua con un **voltaje** de 45 KVp y valores de corriente diferentes de  $10^3$ ,  $10^6$  y  $10^9$  fotones. Se obtuvieron resultados similares en los tres casos, de lo que se puede deducir que el grado de endurecimiento de haz no depende significativamente de la corriente del tubo de rayos X.

En segundo lugar, se estudió la atenuación total en función de la cantidad de material atravesado, es decir, se calcularon los pares  $(F_{BH}(x_i), F_{I_{ef}}(x_i))$  para el espectro de emisión (**voltaje**=45KVp para el policromático y **num\_fotones**= $10^6$ ) para el agua y el hueso cortical por separado. En la Figura 2-24 se observa que en ambos casos para pequeñas cantidades (menores que 1 cm aproximadamente), el haz prácticamente no se endurece (la curva de endurecimiento de haz coincide con la recta ideal). También se puede observar una no linealidad más acusada de la función de endurecimiento de haz en el caso del hueso.

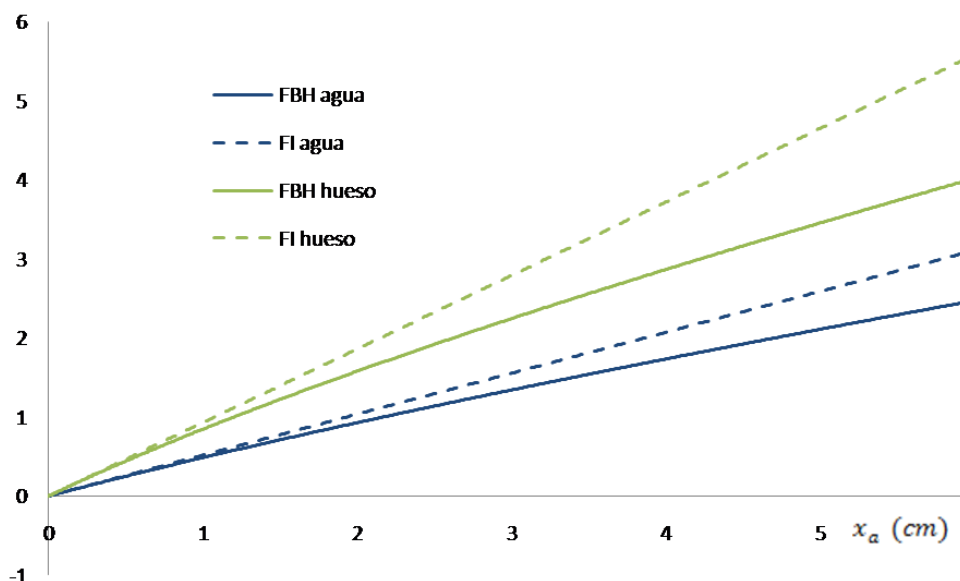


Figura 2-24 Representación de  $F_{BH}(x_i)$  y  $F_{I_{ef}}(x_i)$  para agua (líneas en azul) y hueso (líneas en verde) en función de la cantidad atravesada para 45KVp (policromático) y  $10^6$  fotones.

A continuación mostramos una tabla con los diferentes coeficientes de atenuación de masa eficaz de agua y hueso para diferentes voltajes correspondientes al caso monocromático equivalente:

Voltaje de aplicación	$m_{a_{ef}}$ (cm <sup>2</sup> /gr)	$m_{h_{ef}}$ (cm <sup>2</sup> /gr)
30 KVp	0,7918	1,4235
35 KVp	0,6672	1,2073
40 KVp	0,5806	1,0509
45 KVp	0,5173	0,9302
50 KVp	0,4710	0,8423

Tabla 4-4 Coeficientes de atenuación de masa efectivos de agua ( $m_{a_{ef}}$ ) y hueso ( $m_{h_{ef}}$ ) para diferentes espectros policromáticos simulados.

Podemos observar una pendiente claramente mayor cuando se trata de hueso para todos los espectros simulados, lo que significa que hace falta más cantidad de agua para tener una atenuación equivalente a la de una determinada cantidad de hueso. Además, existe una tendencia decreciente del coeficiente de atenuación de masa eficaz en ambos materiales a medida que aumenta el voltaje de aplicación, lo que quiere decir que cuando los fotones son “más duros” (de mayor energía), necesitan más cantidad de material para que la atenuación sufrida sea la misma.

Finalmente, se estudiaron los artefactos producidos por el endurecimiento de haz objetos homogéneos y heterogéneos con los maniqués simulados por la herramienta *TAC-SIM* que se muestran en la Figura 2-25.

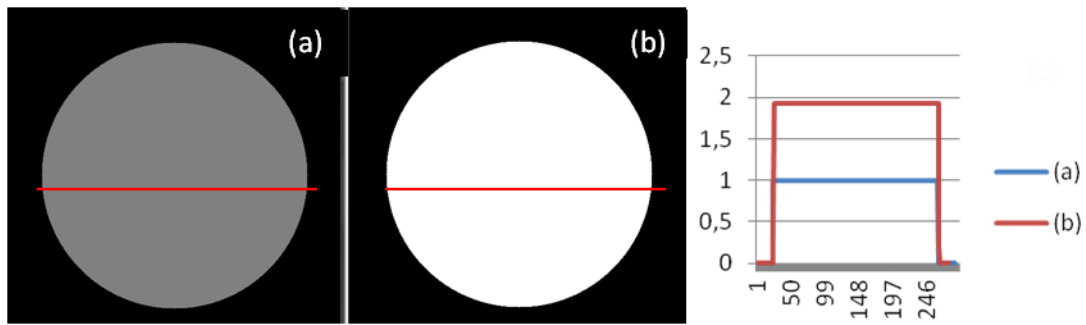


Figura 2-25 Maniqués simulados por *TAC-SIM*: (a) corte axial de un cilindro formado por agua (densidad de  $1\text{gr/cm}^3$ ) y (b) mismo corte formado por hueso (densidad de  $1,92\text{ gr/cm}^3$ ). La línea roja representa los perfiles centrales trazados que se observan en la gráfica de la derecha.

A continuación se han simulado los procesos de adquisición y reconstrucción que se realizan en el escáner para estos dos maniqués siguiendo el esquema mostrado en la Figura 2-26.

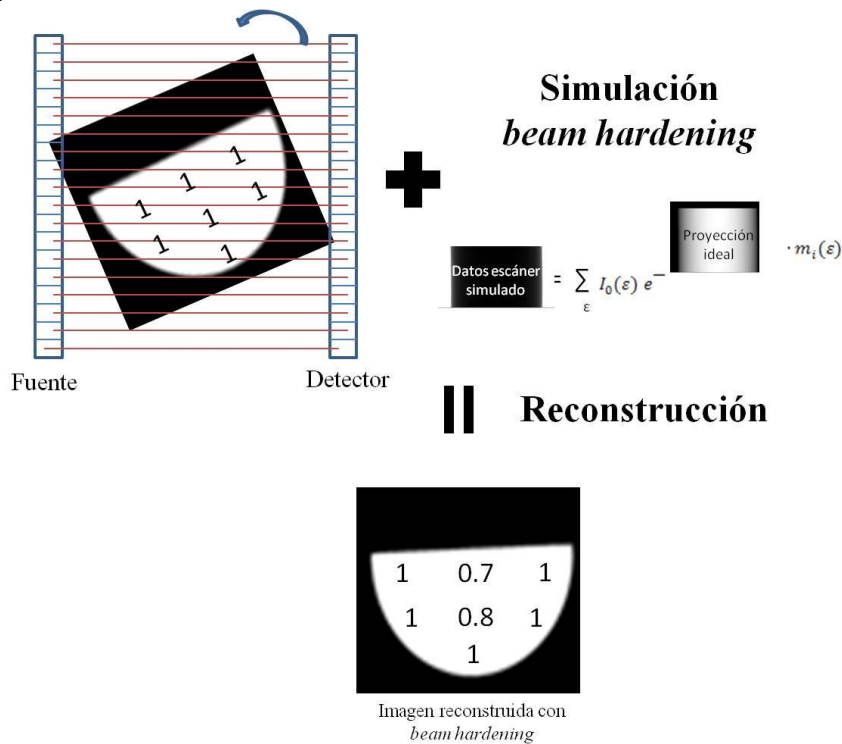


Figura 2-26 Procesos de adquisición con endurecimiento de haz y reconstrucción simulados con la herramienta de linealización *TAC-SIM*.

Para la cuantificación del artefacto de *cupping* se ha medido la diferencia entre el punto de mínimo efecto de endurecimiento de haz,  $P_1$  en la Figura 2-27, , y el punto en el que el efecto es máximo,  $P_C$  en la Figura 2-27, , con respecto al incremento de valor de gris entre aire y material ( $P_1-P_A$ ):

$$D = \frac{P_1 - P_C}{P_1 - P_A} \tag{3.19}$$

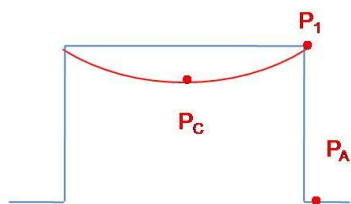


Figura 2-27 Explicación intuitiva de la medida cuantitativa de *cupping*, *D*. La línea azul representa el perfil ideal (sin artefacto de *cupping*) de un cilindro homogéneo y la línea roja representa el mismo perfil para el mismo estudio con artefacto de *cupping*. También se muestra la localización de los puntos necesarios para cuantificar el *cupping*.

Los resultados obtenidos de la simulación del endurecimiento de haz en los objetos homogéneos se muestran en la Figura 2-28. Para poder comparar los diferentes perfiles, se han calculado las imágenes de densidad, en lugar de las de atenuación, para eliminar la componente energética que implica el coeficiente de atenuación de masa. Para ello, todos los píxeles se han dividido por el coeficiente de atenuación de masa efectivo para cada caso, es decir, el coeficiente de atenuación de masa a la energía equivalente al caso monocromático.

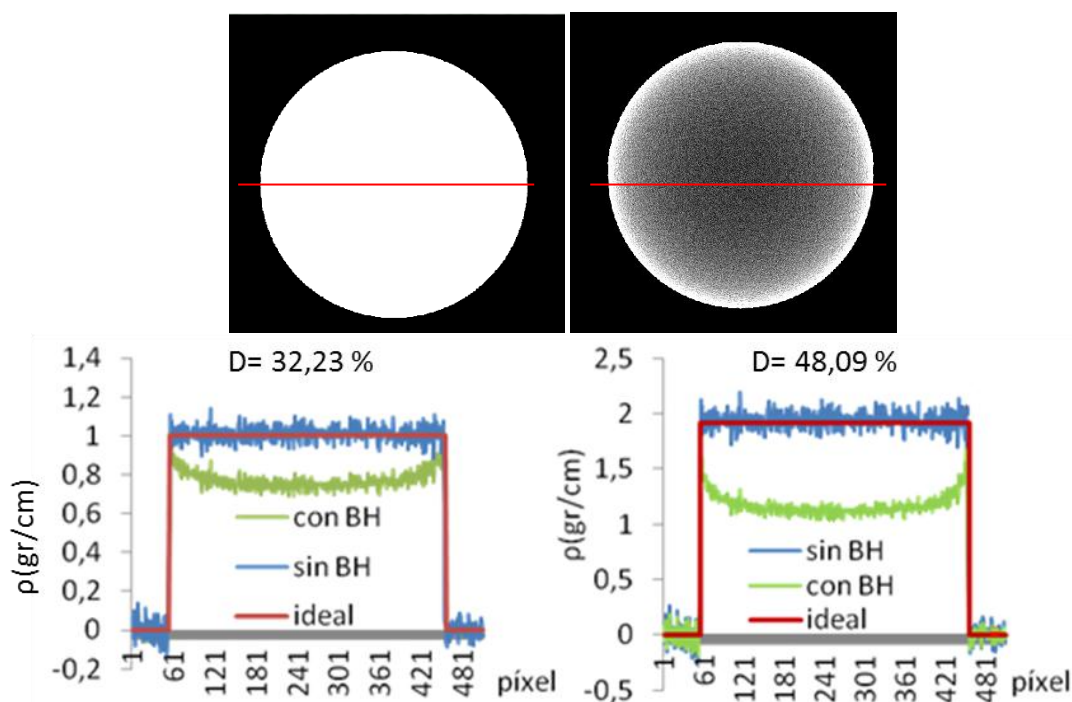
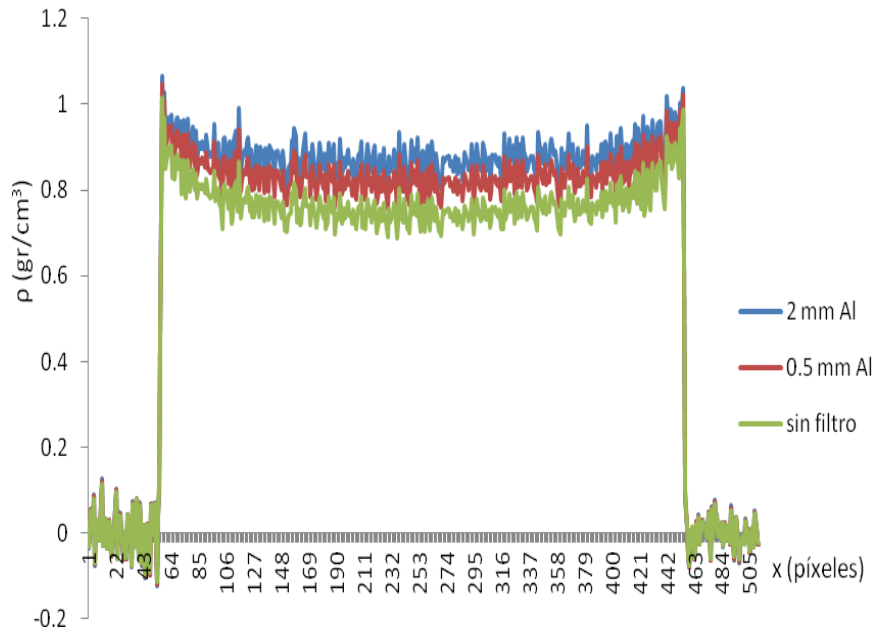


Figura 2-28 (Sup.) Imagen de hueso reconstruida con inclusión de efecto monocromático equivalente (izq.) y misma imagen de hueso con inclusión de efecto policromático (dcha.). (Inf.) Perfiles centrales de las imágenes reconstruidas con endurecimiento de haz, sin endurecimiento de haz y original del maniquí de agua (izq.) y de hueso (dcha.).

Como se observa en los perfiles de la Figura 2-28, el porcentaje de artefacto de *cupping* en el maniquí formado íntegramente por hueso es mayor, concretamente un 48,09 %. Tal y como se ha demostrado tanto en las simulaciones del haz de rayos X como en las imágenes reconstruidas, el efecto de endurecimiento de haz y el artefacto

que aparece en objetos homogéneos (*cupping*) es más pronunciado en hueso que en el agua o materiales similares como el tejido blando.

Para estudiar la reducción del artefacto de *cupping* mediante filtros de aluminio de diferentes espesores, se realizaron tres simulaciones con **espesor\_filtro=0; 0,5; y 2 mm**, usando el maniquí homogéneo de la Figura 2-25(a). En los perfiles de las imágenes reconstruidas mostrados en la Figura 2-29 se observa cómo se reduce la curvatura característica del *cupping* al aumentar el espesor del filtro. Aun así, se puede comprobar que la aplicación de filtros físicos para el pre-endurecimiento del haz, no es suficiente para la eliminación total del efecto de endurecimiento de haz. Por ello, se han implementado los métodos que se describen en los siguientes capítulos.



**Figura 2-29** Perfiles centrales del maniquí simulado de agua ideal, con endurecimiento de haz sin y con filtro de aluminio.

## **Corrección de linealización**







### 3. Corrección de linealización

---

La corrección de linealización (Brooks et al 1976, Herman 1979, McDavid et al 1997) es uno de los métodos más utilizados para la eliminación del artefacto de *cupping* producido por el endurecimiento de haz en objetos homogéneos. Este método asume que todos los materiales en la muestra presentan características homogéneas de atenuación a los rayos X y similares a las del agua. El algoritmo se basa en la conversión de las proyecciones adquiridas con una fuente policromática en las proyecciones que se hubieran obtenido usando una fuente monocromática equivalente. La corrección de linealización está disponible en la mayoría de los escáneres comerciales gracias a su sencillez y a que apenas supone un tiempo adicional a la adquisición.

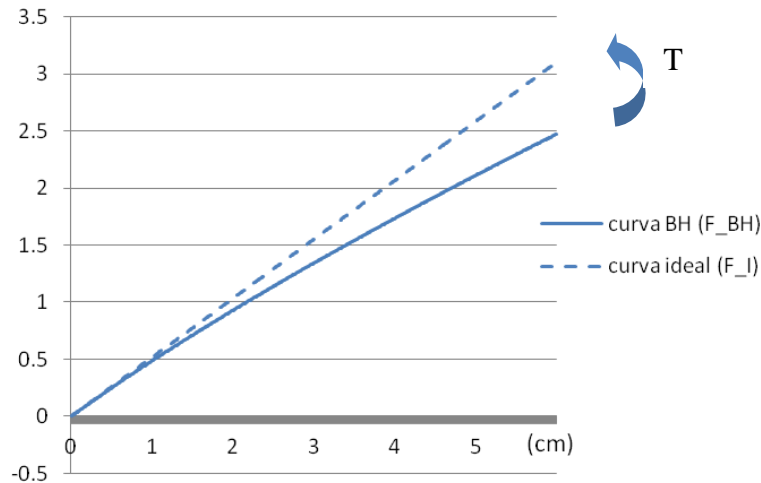
#### 3.1. Explicación teórica

Tanto los humanos como los roedores están formados mayoritariamente por tejido blando que presenta características de atenuación similares a las del agua. Por ello, una primera aproximación podría ser suponer que la totalidad de la muestra está formada por agua.

En el apartado 2.1 se describe la atenuación total en función de la cantidad del material atravesado debida al endurecimiento de haz, a la que llamamos función de endurecimiento de haz o  $F_{BH}(x_i)$ . Como dijimos, la no linealidad de  $F_{BH}(x_i)$  se debe al hecho de que el espectro de emisión de la fuente es policromático y a que la atenuación del material depende con la energía. Sin embargo, la atenuación total cuando la fuente es monocromática a la energía eficaz del caso policromático, a la denominamos como función ideal o  $F_I(x_i)$ , sí es lineal y directamente proporcional a la cantidad de material atravesado.

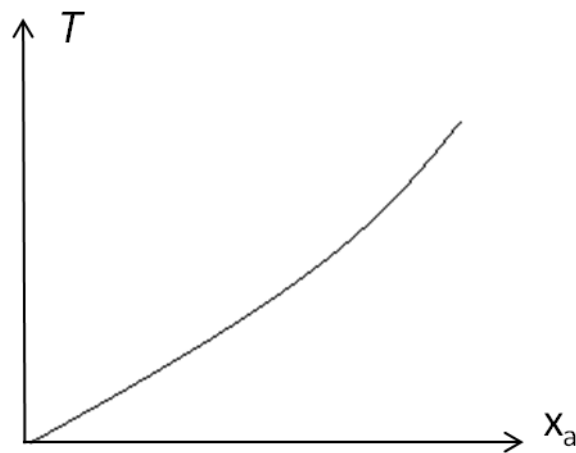
El método de linealización se basa en la transformación de la función de endurecimiento de haz del agua,  $F_{BH}(x_a)$ , en su correspondiente función ideal  $F_I(x_a)$  (Figura 3-1), cuya pendiente se corresponde con el coeficiente de atenuación de masa eficaz. Esta transformación, a la que llamaremos  $T$ , es la función o curva de linealización:

$$T(x_a) \equiv F_I(F_{BH}(x_a)) \quad (4.1)$$



**Figura 3-1** Representación de la función de endurecimiento de haz,  $F_{BH}(x_a)$ , (línea continua) y función ideal (monocromático equivalente),  $F_I(x_a)$ , (línea discontinua) del agua calculada mediante la herramienta de simulación *TAC-SIM* para un voltaje de 50 KVp. La flecha señala la transformación  $T$  de una función en otra (linealización).

Como vemos en la Figura 3-1, para pequeñas cantidades de agua la función de endurecimiento de haz y la función ideal son coincidentes. Para cantidades mayores hay que compensar los valores de atenuación medidos, ya que son menores que los reales. La Figura 3-2 presenta un ejemplo de la función de transformación  $T$ .



**Figura 3-2** Representación aproximada de la función de linealización  $T(x_a)$  del agua para distintos espesores de agua atravesados,  $x_a$ .

Al trasladar estas funciones a un caso práctico, es decir, a la corrección en un escáner real, este método se traduce en la transformación de imagen de proyección adquirida con la fuente policromática en la imagen de proyección sin endurecimiento de haz, como si la fuente fuera monocromática. Para poder aplicar la transformación  $T$  es necesario conocer a qué distancia de agua  $x_a$  atravesada se corresponde cada valor de atenuación en la proyección.

### 3.2. Herramienta de linealización TAC-LC

Para obtener la función  $T(x_a)$  es necesario el conocimiento de las funciones  $F_{BH}(x_a)$  y  $F_I(x_a)$ . Estas funciones se pueden obtener de forma analítica a partir del espectro de emisión con las ecuaciones:

$$F_{BH}(x_a) = \ln \left[ \frac{\sum_{\varepsilon} N_0(\varepsilon)}{N_0(\varepsilon) \sum_{\varepsilon} e^{-\sum_{\varepsilon} m_a(\varepsilon) \cdot \rho_a \cdot x_a}} \right] \quad (4.2)$$

$$F_I(x_a) = m_{a_{ef}}(\varepsilon_{ef}) \cdot x_a \quad (4.3)$$

En los escáneres reales, en general no se conoce el espectro de emisión de la fuente. Por tanto, para el desarrollo de un método de corrección de linealización en un caso real es necesaria la obtención de estas curvas de manera no analítica.

En este capítulo, se propone un método empírico de linealización que no requiere el conocimiento previo del espectro para el cálculo de la función de transformación  $T(x_a)$ . El método se ha implementado íntegramente en el lenguaje *IDL* 6.4 y constituye lo que denominaremos la herramienta de linealización *TAC-LC* (*TAC- Linear Correction*). La herramienta se ha dividido en dos bloques principales e independientes: bloque de calibración y bloque de corrección (Figura 3-3).

#### Herramienta de linealización TAC-LC

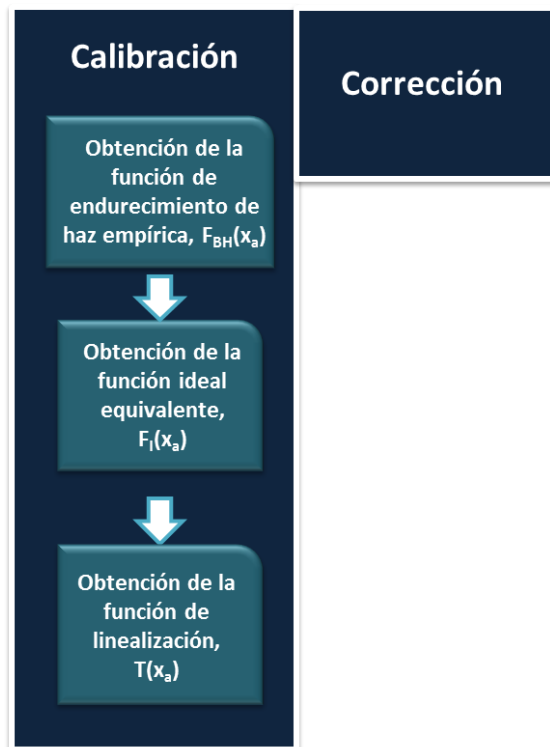


Figura 3-3 Diagrama de los bloques que forman la herramienta de linealización: las cajas de color azul oscuro corresponden a los bloques principales (calibración y corrección) y las cajas azul claro a los módulos que los forman.

### 3.2.1 Bloque de calibración

El bloque de calibración se encarga del cálculo de la función de linealización del agua,  $T(x_a)$ , a partir de datos empíricos obtenidos con el escáner micro-TAC. Este bloque está formado por tres módulos que se explican a continuación.

#### 3.2.1.1 Módulo de obtención de la función de endurecimiento de haz empírica, $F_{BH}(x_a)$

El módulo de obtención de la función de endurecimiento de haz empírica se encarga del cálculo de  $F_{BH}(x_a)$  para el caso del agua de forma empírica sin necesidad de conocer el espectro de emisión.

Para construir la función  $F_{BH}(x_a)$  necesitamos las diferentes cantidades de agua atravesadas (eje de abscisas en la Figura 3-1) y los valores de atenuación total (eje de ordenadas de la Figura 3-1) correspondientes. Para ello, en el proceso completo de calibración se adquiere un maniquí de un material cuya característica de atenuación sea similar a la del agua. Las proyecciones de este maniquí nos proporcionarán los valores de atenuación total. Para calcular las cantidades de agua atravesadas, se crea una máscara del maniquí (formada por unos y ceros) a partir de la segmentación de la imagen reconstruida y se calcula su proyección geométrica. Cada pixel de la proyección de esta máscara será la cantidad de agua (o de maniquí) atravesada correspondiente al pixel equivalente en la proyección del maniquí (con endurecimiento de haz) recogido en el escáner.

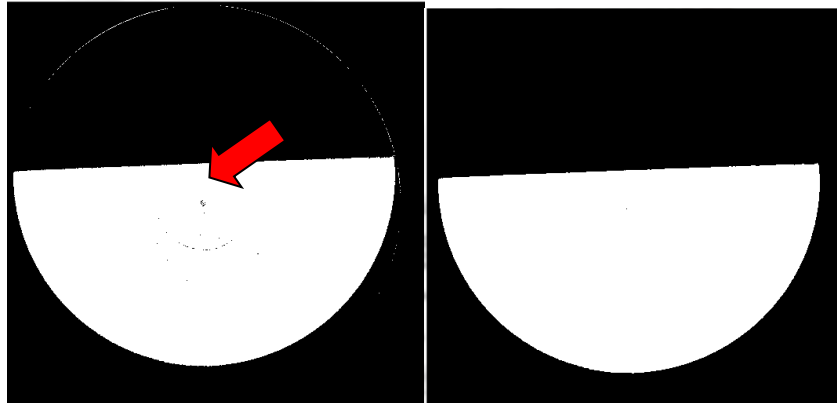
El módulo de obtención de  $F_{BH}(x_a)$  empírica recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **path\_act**: *string* con el path del directorio donde se encuentra el archivo de cabecera con extensión 'ACT' y los archivos de datos de proyección con extensión 'CTF' de la adquisición del maniquí de calibración.
- **path\_hdr**: *string* con el path del directorio donde se encuentra el archivo de cabecera con extensión 'HDR' y el archivo de datos con extensión 'IMG' de la reconstrucción del maniquí de calibración.
- **Nbins**: número de muestras de la función  $F_{BH}(x_a)$  generada.
- **tam\_max**: longitud máxima del maniquí de calibración en cm.
- **umbral**: valor en UH que separa aire de tejido blando.

El módulo lee el tamaño del volumen de proyecciones del archivo de cabecera con extensión 'ACT' localizado en el directorio **path\_act** para posteriormente leer los archivos de datos 'CTF'. También lee los parámetros `projection size [1]`, `projection size [2]`, `projection size [3]` del archivo de cabecera 'HDR' (ver Anexo A) en **path\_hdr** para leer después la imagen reconstruida (guardada en el archivo 'IMG').

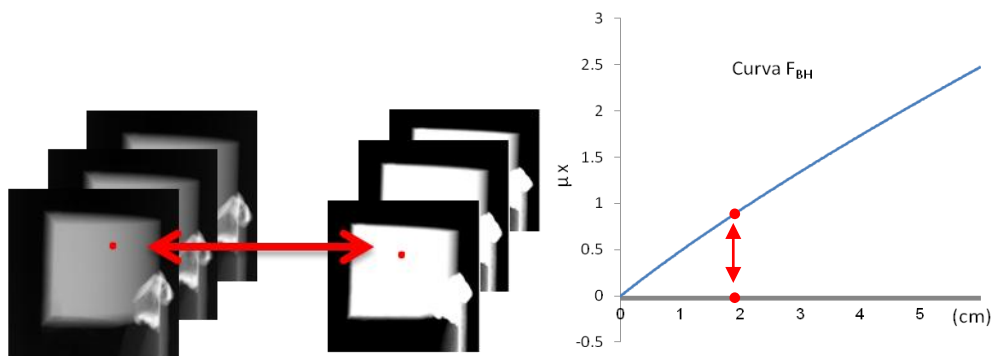
A continuación, se llama a la función *CreaMascara* que genera una imagen del mismo tamaño que la imagen reconstruida a partir de la segmentación del objeto. Esta

segmentación se realiza mediante umbralización con el valor **umbral**. La imagen de máscara estará formada por unos (en la zona del objeto) y ceros en la parte del fondo. Debido al ruido, el resultado de esta umbralización presenta algunos huecos como se ve en la Figura 3-4. Para solucionar esto se utiliza un filtro de mediana de tamaño 3x3 píxeles, que toma como valor nuevo del píxel la mediana de los valores del vecindario. Este filtrado es el más adecuado para ruido impulsivo y tiene como ventaja que no crea nuevos valores de gris sino que siempre devuelve uno de los valores originales.



**Figura 3-4 (Izq.) Imagen de máscara del maniquí de calibración donde la flecha roja señala algunos huecos en la máscara y (dcha.) misma imagen de máscara tras aplicar un filtro de mediana de 3x3 píxeles para rellenar esos huecos.**

Una vez obtenida la máscara se calcula su proyección geométrica con la función *ProyectorConeBeam*, para obtener el vector de distancias (cantidades) de agua atravesadas. El valor de un píxel de la proyección de la máscara, en cm, nos dará un punto en el eje abscisas en la Figura 3-1, y su correspondiente píxel en la proyección adquirida con endurecimiento de haz nos dará el valor correspondiente en el eje de ordenadas de la función de endurecimiento de haz,  $F_{BH}(x_a)$ . La Figura 3-5 muestra un esquema de este proceso, en el que se obtiene la atenuación total para las diferentes cantidades de agua. A continuación se realiza un suavizado (con la un filtro de mediana de tamaño 3x3 píxeles) de la curva obtenida ya que al ser construida a partir de datos empíricos se ve alterada por errores de cuantificación. El módulo devuelve un vector de **Nbins** muestras con los valores de  $F_{BH}(x_a)$  al que llamamos **Bhcurva**.



**Figura 3-5 (Izq.) Esquema del cálculo de la función de endurecimiento de haz empírica. La flecha señala dos píxeles en la misma posición, uno en la proyección adquirida (con endurecimiento de haz) y otro en la proyección de la máscara (tras la umbralización). (Dcha.) Representación de  $F_{BH}(x_a)$  y de los puntos (en rojo) correspondientes a las imágenes de proyección de la izquierda.**

### 3.2.1.2 Módulo de obtención de la función ideal equivalente, $F_I(x_a)$

El módulo de obtención de  $F_I(x_a)$  calcula esta función ideal sin necesidad de conocer el espectro. Teniendo en cuenta que pequeños grores atravesados no tendrán efecto de endurecimiento de haz tal y como se observaba en la simulación teórica de  $F_{BH}(x_a)$  y  $F_I(x_a)$  mostrada en la Figura 3-1, la pendiente de  $F_I(x_a)$  se puede calcular tomando la tangente a los primeros puntos de la curva  $F_{BH}(x_a)$ . Esta tangente se corresponderá, a su vez, con el coeficiente de atenuación de masa eficaz.

El módulo de obtención de  $F_I(x_a)$  empírica recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **Bhcurva**: vector de tamaño **Nbins** con los valores de  $F_{BH}(x_a)$  calculados empíricamente por el módulo anterior.
- **tam\_max**: valor máximo en cm de  $x_a$ .

La función *CalculaMacEficazSinEspectro* calcula la tangente de la curva de endurecimiento de haz, **pend**, mediante el ajuste a una recta de los primeros puntos (un 4% del total) llamando a la función *poly\_fit* de IDL. A continuación, calcula el vector de distancias de agua con **Nbins** muestras con valores de 0 a **tam\_max** (en cm) y la función ideal (monocromática equivalente) multiplicando dicho vector por la pendiente calculada, **pend**. El resultado se puede observar en la Figura 3-6. El módulo devuelve un vector de **Nbins** muestras con los valores de  $F_I(x_a)$  llamado **Idealfunc**.

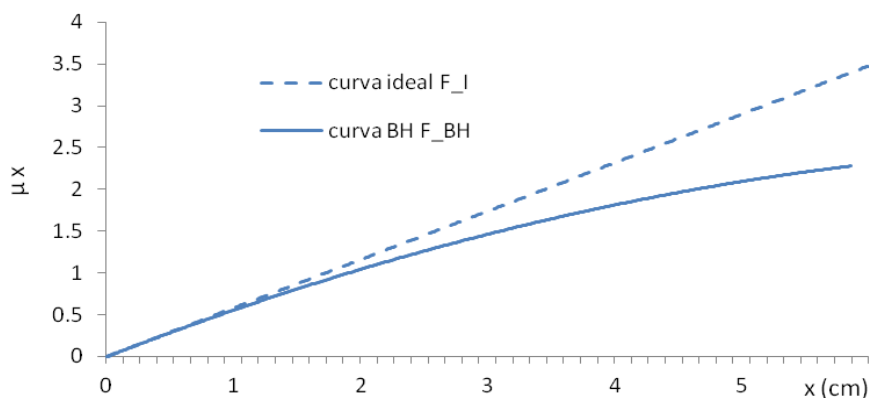


Figura 3-6 Curva  $F_{BH}$  y recta  $F_I$  para el agua.

### 3.2.1.3 Módulo de obtención de la función de linealización, $T(x_a)$

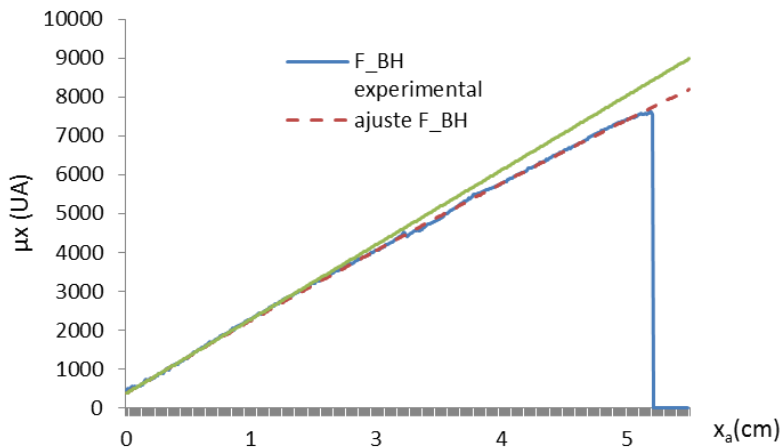
El módulo de obtención de  $T(x_a)$  calcula la función de linealización que convierte la función de endurecimiento de haz en la correspondiente función ideal, ambas calculadas en los módulos anteriores. Este módulo recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **Bhcurva**: vector de tamaño **Nbins** con los valores de  $F_{BH}(x_a)$  calculados empíricamente.

Corrección del artefacto de endurecimiento de haz en TAC de pequeños animales

- **Idealfunc**: vector de tamaño **Nbins** con los valores de  $F_I(x_a)$  calculados empíricamente.
- **path\_cal**: *string* con el path del directorio donde se almacenarán los archivos generados en la calibración.
- **LUT\_on**: indica si la corrección se realiza mediante *LUT* (si vale '1') o mediante la función de linealización (si vale '0').

Como no es posible obtener infinitas muestras de  $F_{BH}(x_a)$  de forma experimental, la función calculada presenta pequeños picos, por lo que se ajusta esta función a un polinomio de segundo grado. Tanto la curva experimental,  $F_{BH}(x_a)$ , como su ajuste y su correspondiente  $F_I(x_a)$  se muestran en la Figura 3-7.



**Figura 3-7** Representación de la curva  $F_{BH}$  calculada experimentalmente (línea continua en verde) y su ajuste polinómico (línea discontinua en rojo) tras la adquisición del maniquí de calibración con los parámetros 50 KVP y 240  $\mu$ A.

Se han realizado dos implementaciones diferentes para el cálculo de la transformación  $T(x_a)$  según el valor del parámetro **LUT\_on**.

En el caso de que **LUT\_on** valga '1', el módulo llama a la función *GeneraLUT*. Esta función devuelve como resultado una *Look-up Table (LUT)* que contiene, en una columna, los valores de **Bhcurva**, y en otra, los valores de **Idealfunc** correspondientes a la misma cantidad de agua (Figura 3-8).

$x_a$ (cm)	$F_{BH}$	$F_I$
0	0	0
0.013363	0.00235265	0.00773877
0.0267261	0.0102522	0.0154775
0.0400891	0.0181393	0.0232163

Misma cantidad de tejido blando  $x_a$ (cm)

**Figura 3-8** Ejemplo simplificado de LUT de calibración.

Esta *LUT* se almacena en un fichero de texto con nombre “LUT.txt” en el directorio determinado por **path\_cal**. En este caso, la función de linealización  $T(x_a)$  está implícita en la tabla generada.

En el caso de que **LUT\_on** valga ‘0’, el módulo llama a la función *CalculaT* que construye un vector con los valores de  $T(x_a)$ . Esta función realiza un ajuste polinómico de tercer grado de una función cuyas entradas son **Bhcurva** e **Idealfunc** para así obtener una expresión matemática de la función de linealización. La expresión de la función de linealización obtenida es la siguiente:

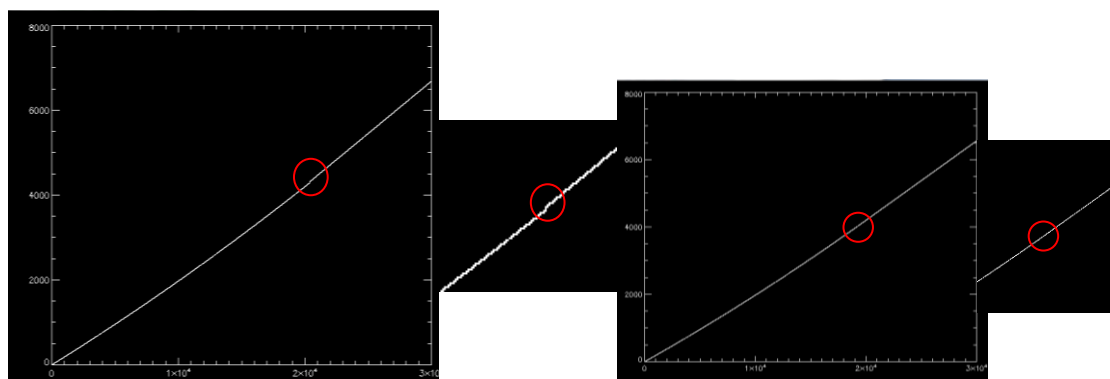
$$T(x_a) = ax_a^3 + bx_a^2 + cx_a + d, \quad \text{para } x_a \leq M \quad (4.4)$$

$$T(x_a) = ex_a + f, \quad \text{para } x_a > M \quad (4.5)$$

siendo  $M$  la cantidad máxima correspondiente al parámetro de **tam\_max** introducido.

En este caso, el resultado es un fichero de texto llamado “coefT.txt” con los coeficientes (a, b, c, d, e, f) de  $T(x_a)$  en el directorio **path\_cal**.

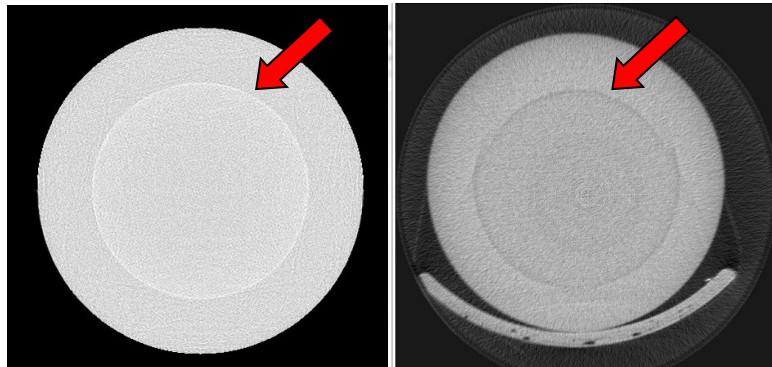
El valor de **tam\_max** depende del maniquí que se use en el proceso de calibración. Como el objeto que se desea corregir posteriormente puede ser más grande, será necesario extrapolar tanto **Bhcurva** (para el caso de que **LUT\_on** valga ‘1’) como  $T(x_a)$  (para el caso de que **LUT\_on** valga ‘0’) hasta el tamaño máximo del campo de visión (7,5 cm de diámetro en el micro-TAC). Se puede asumir que cuando el haz atraviesa grandes espesores de agua, se endurece aún más hasta convertirse en cuasi-monocromático, con lo que la función  $F_{BH}(x_a)$  se convertirá en una recta. Así, una opción para extrapolar estas curvas es calcular la tangente a la curva en el punto más alejado. El problema que se encontró es que la función al pasar de una curva a una recta sufre un pequeño salto debido a que el cálculo de la tangente mediante el ajuste a una recta de los últimos puntos es delicado por la decisión de la cantidad de puntos a escoger (ver Figura 3-9).



**Figura 3-9** (Izq.) Representación de  $T(x_a)$  donde el círculo rojo señala el salto discontinuo debido al ajuste en dos tramos y (dcha.) representación de  $T(x_a)$  con el cálculo de la tangente mediante la derivada donde el círculo rojo señala la misma zona que el anterior.



Al reconstruir las proyecciones corregidas con esta función se aprecia una transición aguda de los niveles de gris debido al cambio brusco de pendiente (en forma de anillo) tanto en estudios simulados como reales (Figura 3-10).



**Figura 3-10** Corte axial de cilindro homogéneo corregido mediante la función de linealización con el ajuste a una recta donde la flecha roja señala el artefacto en forma de anillo simulado (izq.) y real (dcha.).

En cambio, si se calcula la tangente mediante la derivada en el último punto la función de linealización mejora notablemente como vemos en Figura 3-9 para el caso de  $T(x_a)$  pero sigue apareciendo una pequeña transición. Por ello, extrapolamos a partir del ajuste polinómico de cada una de las curvas.

### 3.2.2 Bloque de corrección

El bloque de corrección se encarga de corregir los datos de proyección adquiridos en el escáner mediante los datos calculados empíricamente en el bloque de calibración. Este proceso será necesario cada vez que se desee corregir una adquisición del micro-TAC.

El bloque de corrección recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **path\_act:** *string* con el path del directorio donde se encuentra el archivo de cabecera con extensión 'ACT' y los archivos de datos de proyección con extensión 'CTF' de la adquisición que se desea corregir.
- **path\_cal:** *string* con el path del directorio donde se encuentran los archivos generados en la calibración por el bloque correspondiente.
- **LUT\_on:** indica si la corrección se realiza mediante *LUT* (si vale '1') o mediante la función de linealización (si vale '0'), ambos generados por el bloque de calibración.

El bloque lee el tamaño del volumen de proyecciones del archivo de cabecera con extensión 'ACT' localizado en el directorio **path\_act** para posteriormente leer los archivos de datos 'CTF'. Este bloque tiene dos implementaciones diferentes de corrección según el valor del parámetro **LUT\_on**.

En el caso de que **LUT\_on** valga '1' se llama a la función *CorreccionLUT* que lee la tabla del fichero "LUT.txt" que se encuentra en **path\_cal**. A continuación esta función para cada píxel en la proyección busca su valor en la primera columna de la tabla (*LUT*). Si

coincide con un valor de **Bhcurva**, se sustituye por el correspondiente valor de **Idealfunc** (misma fila, misma cantidad de agua). Si por el contrario no coincide con ninguno de los valores se sustituye por la interpolación lineal de los valores vecinos de **Idealfunc**. Por tanto, el resultado es un volumen de proyección corregido mediante linealización del mismo tamaño que el volumen de proyección original.

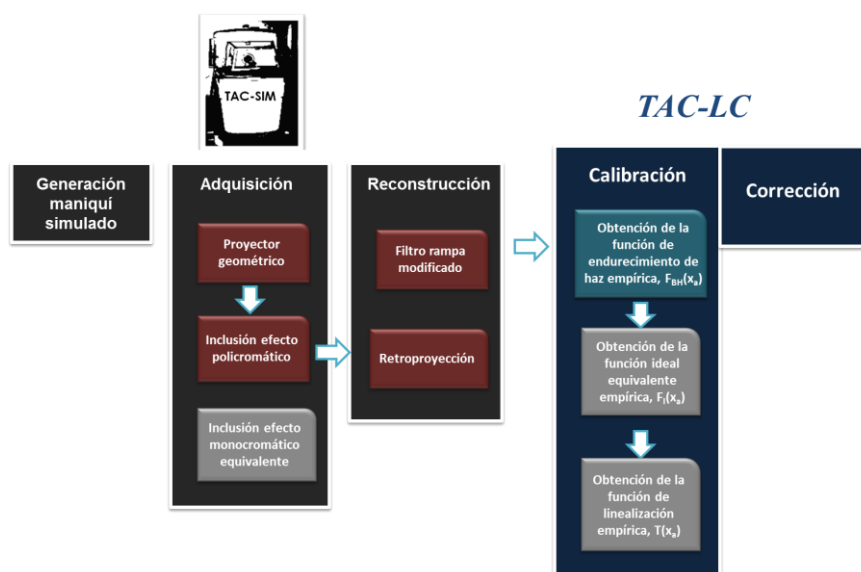
En la segunda implementación (**LUT\_on = 0**), se calculan los nuevos píxeles corregidos de proyección mediante la aplicación de las ecuaciones (6.2) y (6.3) a todos los píxeles de cada rodaja del volumen de proyección utilizando los coeficientes generados en el módulo anterior ("coef.txt).

El bloque de corrección escribe el volumen de proyecciones nuevo en archivos con extensión 'CTF' con el nombre original más 'TAC-LC'.

### 3.2.3 Incorporación de la herramienta de linealización TAC-LC al escáner micro-TAC

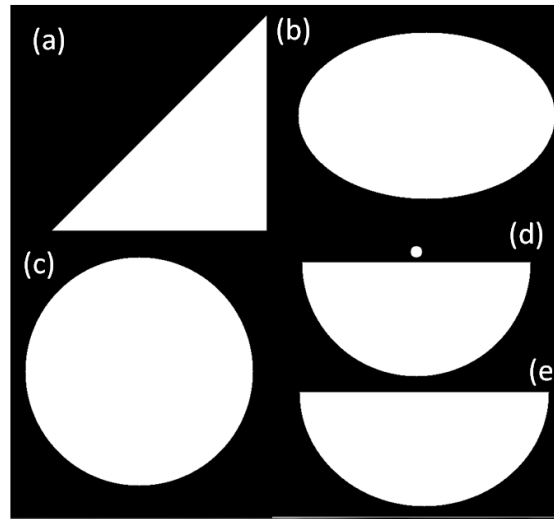
Al incorporar el *software* desarrollado en el entorno real de aplicación, es decir, el sistema de tomografía micro-TAC *add-on*, hay que tener en cuenta ciertos detalles de implementación como el diseño óptimo del maniquí, el protocolo de adquisición, etc. Por otra parte, es necesaria una interfaz para incorporar la herramienta desarrollada a la consola *MMWKS* del escáner.

En primer lugar, es necesario el diseño y construcción del maniquí/es de calibración teniendo en cuenta el coste, la facilidad de fabricación y la variabilidad de cantidades de agua atravesada que se podría obtener con su máscara. Para encontrar la geometría óptima para el maniquí se han realizado simulaciones con la herramienta *TAC-SIM*. En la Figura 3-11 se muestran los módulos utilizados para este estudio.



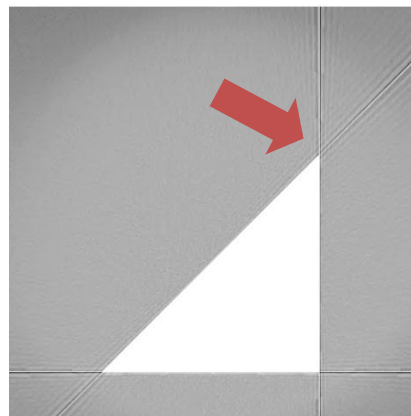
**Figura 3-11 Diagrama de los bloques y módulos utilizados tanto de la herramienta TAC-SIM como de la herramienta TAC-LC para el estudio del diseño óptimo del maniquí de calibración. Los módulos que aparecen en gris claro (desactivados) no se han utilizado.**

Se han realizado diversas pruebas con los maniqués simulados de diferentes tamaños y formas mostrados en la Figura 3-12.



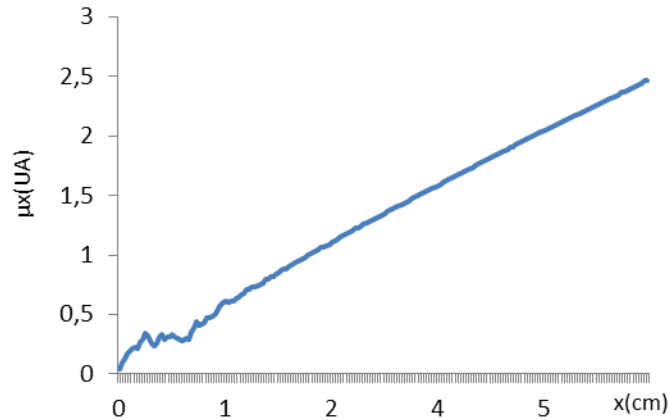
**Figura 3-12** Diferentes maniqués simulados con la herramienta de simulación *TAC-SIM* para la elección del diseño óptimo del maniqué de calibración.

El objetivo es conseguir la mayor variabilidad de muestras en el vector de cantidades de agua atravesada al proyectar la imagen de máscara. Por ello, primero probamos con el maniqué (a) de forma triangular ya que intuitivamente al proyectar las esquinas de la máscara se obtendrían pequeñas cantidades atravesadas. Sin embargo, esta geometría fue descartada ya que, precisamente por su forma angular, al reconstruir con el bloque correspondiente aparecen muchos artefactos en las esquinas, como se observa en la Figura 3-13.



**Figura 3-13** Imagen reconstruida del maniqué (a) donde la flecha roja señala los artefactos debidos a forma angular del maniqué.

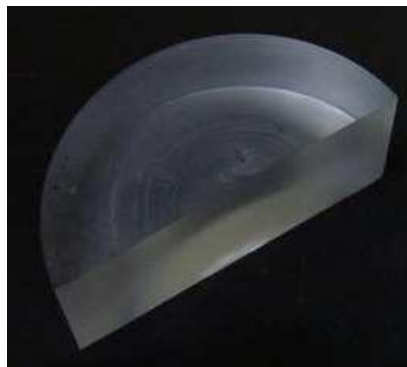
Por ello se decidió probar con maniqués con formas redondeadas, como los del resto de la Figura 3-12. Con las opciones (b) y (c) no se pueden determinar los primeros puntos de la curva  $F_{BH}(x_a)$  como se observa en Figura 3-14 ya que no se consiguen rayos que atraviesen poca distancia.



**Figura 3-14 Representación de la función de endurecimiento de haz,  $F_{BH}(x_a)$  construida con el maniquí (c).**

La curva  $F_{BH}(x_a)$  calculada con los dos maniqués (d) y (e) mejora notablemente en los primeros puntos ya que las esquinas semiredondeadas aportan pequeñas distancias atravesadas sin obtener los artefactos obtenidos en el triángulo. Entre estos dos, es preferible el maniquí (e) ya que el maniquí (d) no aporta mejoras significativas y en cambio su fabricación es menos sencilla.

Por las razones expuestas anteriormente, se decidió construir un maniquí semicilíndrico de polimetilmetacrilato de 3 cm de radio (Figura 3-15) cuya densidad y atenuación es similar a la del agua y, por tanto, a la del tejido blando.



**Figura 3-15 Fotografía del maniquí de calibración fabricado.**

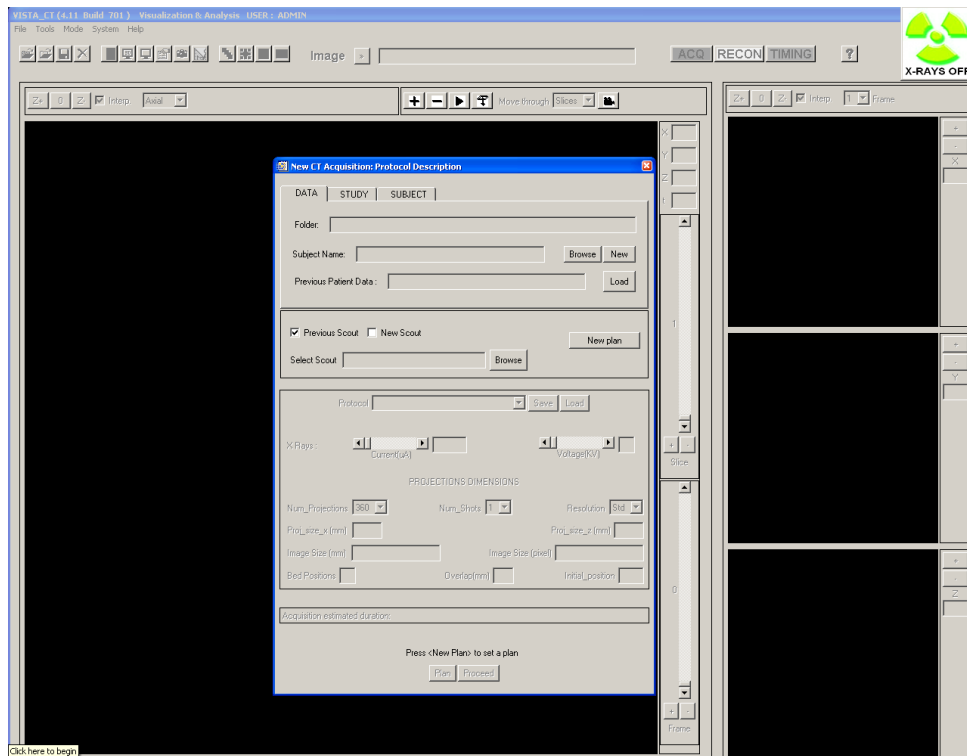
En segundo lugar, es necesario definir el protocolo de adquisición de este maniquí. El personal técnico debe colocar el maniquí en la cama del escáner de forma que parte de él sobresalga de la cama, tal y como se muestra en la Figura 3-16 ayudándonos de plastilina o cinta adhesiva. Esto es debido a que la cama no es del mismo material y presenta una densidad diferente a la del maniquí de calibración. Por ello, los rayos que atravesasen tanto la cama como el maniquí podrían proporcionar medidas erróneas de la cantidad de agua atravesada.

## Corrección del artefacto de endurecimiento de haz en TAC de pequeños animales



**Figura 3-16 Fotografías de la correcta colocación del maniquí de calibración en la cama del escáner de manera que parte de él sobresalga de la cama.**

Después de la correcta colocación del maniquí, el usuario debe realizar cuatro adquisiciones distintas ayudándose de la interfaz de adquisición de la consola *MMWKS* que se muestra en la Figura 3-17 (instalada en el PC de usuario) con los parámetros utilizados habitualmente en el escáner.



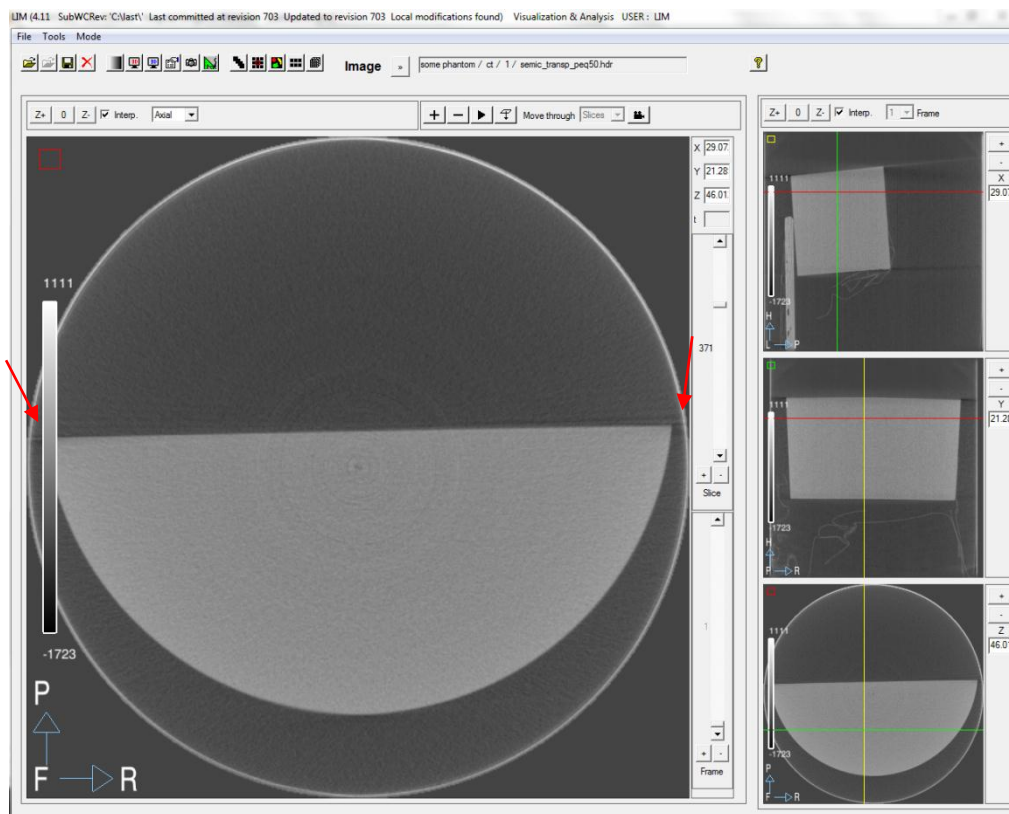
**Figura 3-17 Captura de pantalla de la interfaz de adquisición de la consola *MMWKS*.**

Como vimos en el apartado 2.4, el efecto de endurecimiento de haz depende del voltaje de aplicación de la fuente, por lo que hay que construir las funciones de linealización para cada voltaje utilizado. Para evitar la saturación del detector y mantener la relación señal-ruido, los valores de corriente de la fuente serán diferentes para cada valor de voltaje.

Shots	Binning	Voltaje	Corriente
8	4	35 KVp	380 $\mu$ A
8	4	40 KVp	360 $\mu$ A
8	4	45 KVp	340 $\mu$ A
8	4	50 KVp	240 $\mu$ A

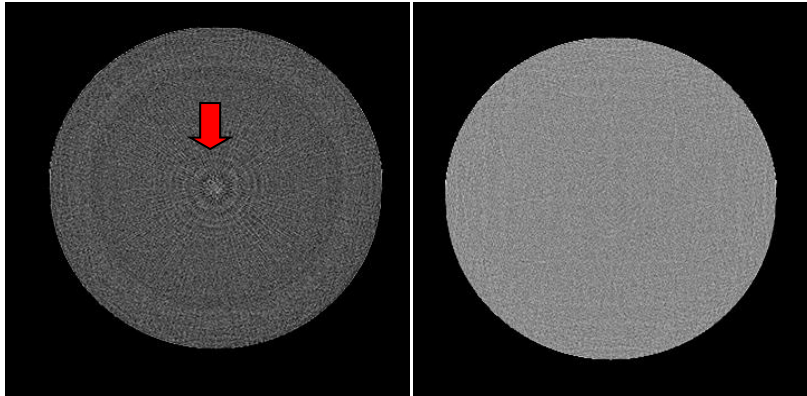
**Tabla 3-1** Parámetros de la adquisición del maniquí de calibración donde el parámetro *Shots* se corresponde con el número de disparos de la fuente en cada posición angular que se promediarán para reducir el ruido.

Tras la adquisición, el usuario debe reconstruir (con la interfaz de reconstrucción integrada en la misma consola) únicamente las rodajas del maniquí en las que no aparezca la cama y comprobar que el maniquí se encuentra dentro del campo de visión (ver ejemplo de Figura 3-18) para evitar el artefacto de proyecciones truncadas explicado en el capítulo 1.



**Figura 3-18** Captura de pantalla de la interfaz de visualización de la consola *MMWKS* donde en el ortovisor izquierdo se muestra un corte axial del maniquí donde no aparece la cama y en los ortovisores de la derecha aparecen los cortes sagital, coronal y axial del mismo maniquí. Las flechas rojas indican los bordes que han de permanecer dentro del campo de visión (circunferencia en blanco exterior).

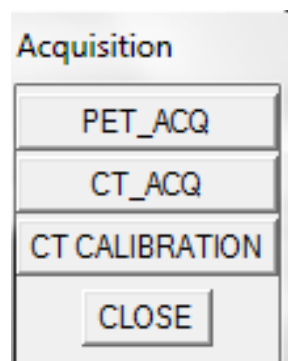
Para definir el método de calibración óptimo, se probó con estudios simulados la corrección mediante *LUT* y mediante función analítica. Los resultados muestran que la corrección mediante *LUT* introduce artefactos en forma de anillo (Figura 3-19) en la imagen reconstruida debido a que resolución finita de la *LUT*. En cambio, al utilizar una función analítica, además de ganar en tiempo, ganamos calidad en la imagen corregida, como se ve en la Figura 3-19.



**Figura 3-19** (Izq.) corte axial de un cilindro homogéneo simulado corregido mediante *LUT* con la herramienta *TAC-LC* donde la flecha roja señala los artefactos en forma de anillo (dcha.) mismo corte axial corregido mediante función analítica de linealización.

A la vista de estos resultados, se decidió utilizar únicamente la corrección mediante la función analítica,  $T(x_a)$ , en el escáner.

Finalmente, para guiar al usuario en el resto del proceso de calibración se ha desarrollado una interfaz dedicada en IDL 6.4 llamada “Beam hardening calibration” que aparecerá al pinchar el botón “CT CALIBRATION” desde la consola *MMWKS* (Figura 3-20).



**Figura 3-20** Interfaz de adquisición de la consola *MMWKS*.

El usuario mediante el botón “BROWSE” elige el archivo con extensión “.HDR” del maniquí reconstruido que desee calibrar y automáticamente, aparecerá en la ventana titulada “MASK SEGMENTATION” el resultado de la segmentación de la rodaja central del maniquí. Esta ventana se refresca cada vez que el usuario cambia el valor del umbral con la barra de desplazamiento inferior llamada “threshold”.

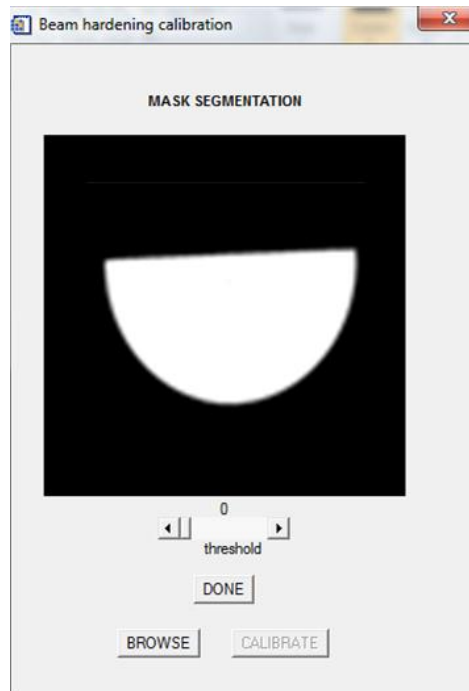


Figura 3-21 Interfaz “Beam hardening calibration” de la herramienta de linealización.

Cuando el usuario esté conforme con la segmentación del maniquí, deberá pulsar el botón “DONE” para que la interfaz guarde el umbral escogido y active el botón “CALIBRATE”. A continuación deberá pulsar este botón para desencadenar los siguientes procesos automáticos: obtención de la  $F_{BH}(x_a)$ ,  $F_I(x_a)$  y  $T(x_a)$ .

Para activar la corrección de los estudios con el micro-TAC, se ha incluido una opción en la interfaz de reconstrucción de la consola *MMWKS*. El usuario deberá seleccionar la opción “Projection” en el apartado de “Beam hardening” para llamar al bloque de corrección (cuadro rojo en la Figura 3-22).

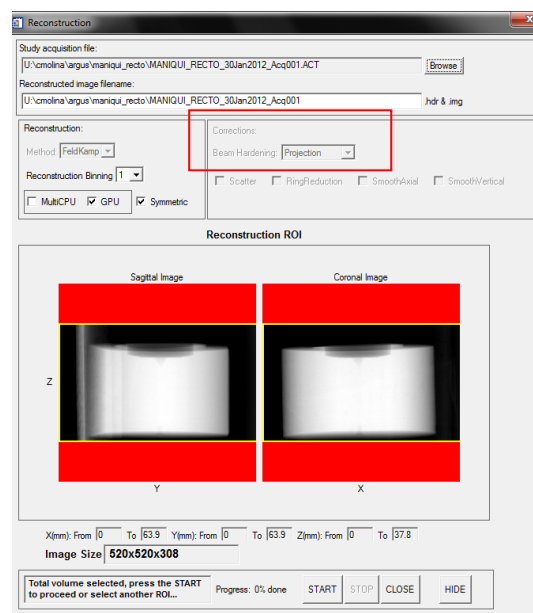


Figura 3-22 Captura de la interfaz de reconstrucción de la consola *MMWKS* tras la adquisición de un maniquí donde el cuadro rojo rodea la opción “Projection” del apartado “Beam Hardening”.



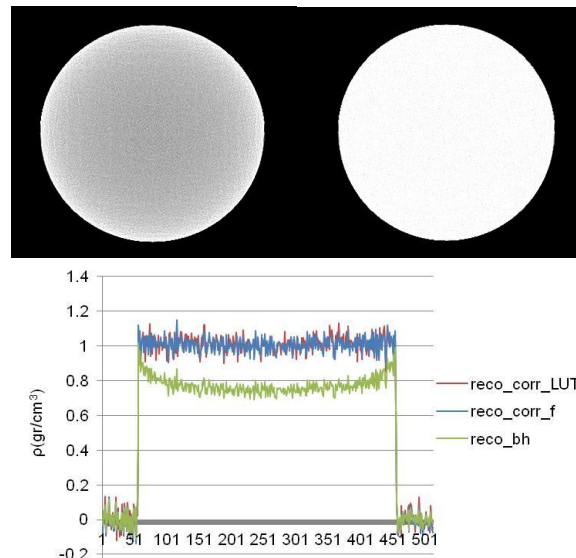
El proceso completo de calibración se deberá realizar al instalar por primera vez el escáner micro-TAC y cuando las condiciones de la fuente de rayos X o el detector varíen. En cambio, el proceso de corrección, que utilizará los datos calculados en la calibración, se realizará cada vez que se adquieran datos con el escáner si el usuario activa la corrección.

### 3.2.4 Resultados

La evaluación de la herramienta de linealización *TAC-LC* se ha realizado con estudios tanto simulados como reales.

En primer lugar, se han simulado mediante la herramienta de simulación *TAC-SIM* dos cilindros homogéneos de radio 4,5 cm, uno de agua ( $\rho=1 \text{ gr/cm}^3$ ) y otro de hueso cortical ( $\rho=1,92 \text{ gr/cm}^3$ ) de 512x512 píxeles. A partir de ellos, se han obtenido datos de proyección simulados de 512x360 píxeles. La inclusión del efecto policromático en las proyecciones se ha realizado con un espectro simulado de 45 KVp y  $10^6$  fotones. La corrección de estos maniqués se ha realizado con la función de linealización obtenida por el bloque de calibración. Para ello, se ha utilizado un maniquí de calibración semicircular de radio 5,25 cm.

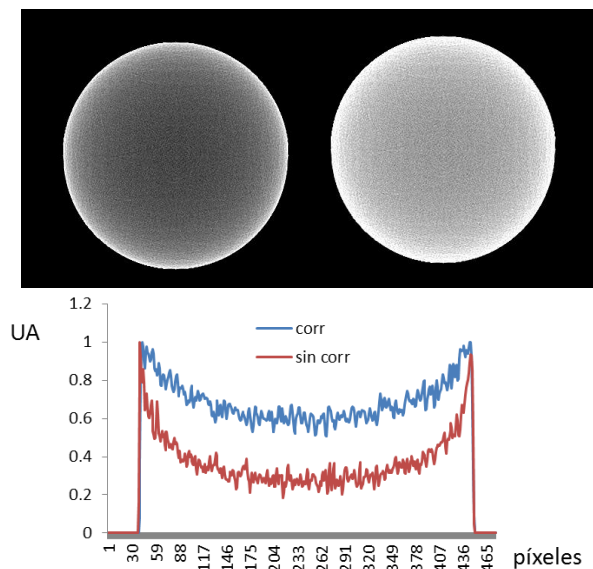
En la Figura 3-23 se muestran los resultados para el maniquí de agua antes y después de corregir. Para obtener un valor cuantitativo de la corrección, se ha medido el porcentaje de reducción del artefacto de *cupping*, como se explicó en el apartado 2.4. Los resultados muestran una reducción del artefacto de un 90,19 % para el agua y de un 47 % para el hueso (Figura 3-24).



**Figura 3-23 (Izq.) Corte axial de un maniquí cilíndrico simulado de agua con la herramienta de simulación *TAC-SIM* y (dcha.) mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización *TAC-LC*. En la imagen inferior se representa el perfil central del maniquí sin corrección, corregido mediante LUT y mediante función polinómica.**

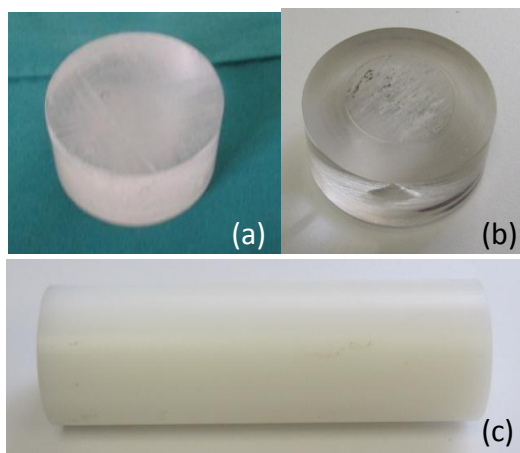
## Corrección de linealización

Como era de esperar, la corrección en el maniquí de hueso no es completa (Figura 3-24) ya que la calibración de la función de linealización se realizó para un maniquí de agua.



**Figura 3-24** Corte axial de un maniquí cilíndrico simulado de hueso con la herramienta de simulación *TAC-SIM* y mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización *TAC-LC*. En la imagen inferior se representa el perfil central normalizado de la imagen corregida y sin corregir.

Finalmente, la herramienta de linealización *TAC-LC* se ha probado con las adquisiciones de los cuatro maniqués diferentes que se muestran en la Figura 3-25. Todos los maniqués son homogéneos y de polimetilmetacrilato con diferente densidad y tamaño. Los parámetros de adquisición son: voltaje de 45 KVp, corriente de 200  $\mu$ A, filtro de 2mm de aluminio, 360 proyecciones, *binning* 4 y 8 *shots*.



**Figura 3-25** Fotografías de los diferentes maniqués adquiridos para la validación de la herramienta de linealización *TAC-LC*.

Se colocaron con cinta adhesiva en la cama del micro-TAC tal y como se muestra en la Figura 3-26 para el caso del maniquí (a).



Figura 3-26 Fotografías del maniquí sujeto en la cama del escáner antes de introducirlo para su adquisición.

La Figura 3-27 muestra el resultado para el maniquí (a). El porcentaje de reducción del artefacto de *cupping* para este caso es de un 95,53 %.

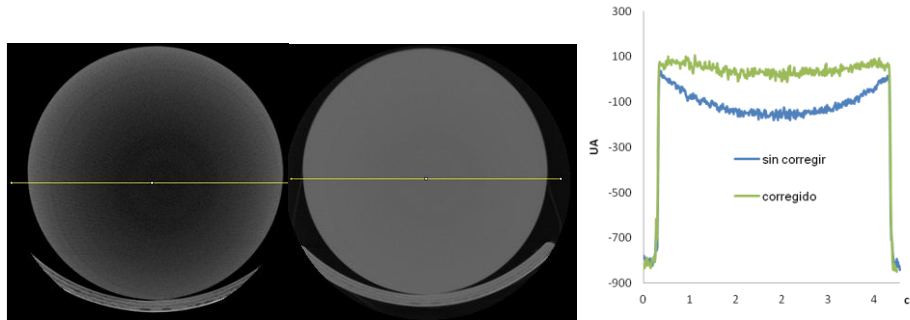


Figura 3-27 (Izq.) Corte axial del maniquí (a) sin corregir y (dcha.) mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización *TAC-LC*. En la imagen inferior se representa el perfil (en la posición que indica la línea amarilla) de la imagen corregida y sin corregir. La reducción del artefacto de *cupping* es de un 95,53 %.

La Figura 3-25 muestra los resultados para el maniquí (c), obteniéndose un porcentaje de reducción del artefacto de *cupping* de un 77,02 %.

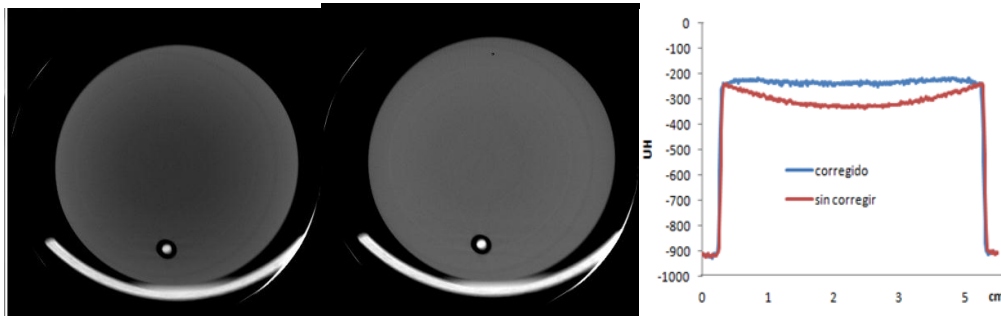
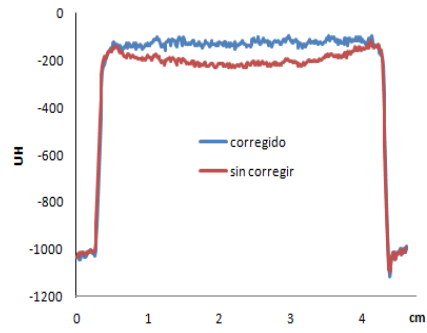


Figura 3-28 (Izq.) Corte axial del maniquí (c) cilíndrico de polimetilmetacrilato sin corregir y (centro) mismo corte tras la corrección de linealización mediante la herramienta de linealización *TAC-LC*. (Dcha.) Se representa el perfil (en la posición que indica la línea amarilla) de la imagen corregida y sin corregir. La reducción del artefacto de *cupping* es de un 95,53 %.

En la Figura 3-29 se muestran los perfiles centrales del maniquí (b) corregido y sin corregir (no se muestra la imagen ya que no se aprecia visualmente el artefacto de *cupping*). La reducción del artefacto de *cupping* es de 78,94 %.

## Corrección de linealización



**Figura 3-29** Perfiles centrales del corte axial del maniquí (b) corregido y sin corregir.



## **Corrección de post-proceso**







## 4. Corrección de post-proceso

Como comentamos en el apartado 2.2.2, el método de linealización del agua resulta insuficiente para corregir las bandas debidas a la presencia de objetos densos. Por ello, se ha propuesto un algoritmo empírico de post-proceso basado en el estudio teórico descrito en (Joseph et al 1978).

### 4.1. Explicación teórica

Este método asume que el objeto bajo estudio está formado únicamente por tejido blando y hueso y se basa en la estimación de la cantidad de hueso en el objeto bajo estudio para corregir posteriormente su efecto.

Al representar los coeficientes de atenuación de masa de diversos tejidos humanos (extrapolable a pequeño animal) en el rango de energías utilizados normalmente en radiodiagnóstico (Figura 4-1), se observa que la mayoría de los tejidos (ovarios, cerebro, músculo, pulmón, sangre, etc.) presentan características espectrales similares a las del agua y difieren claramente con las del hueso.

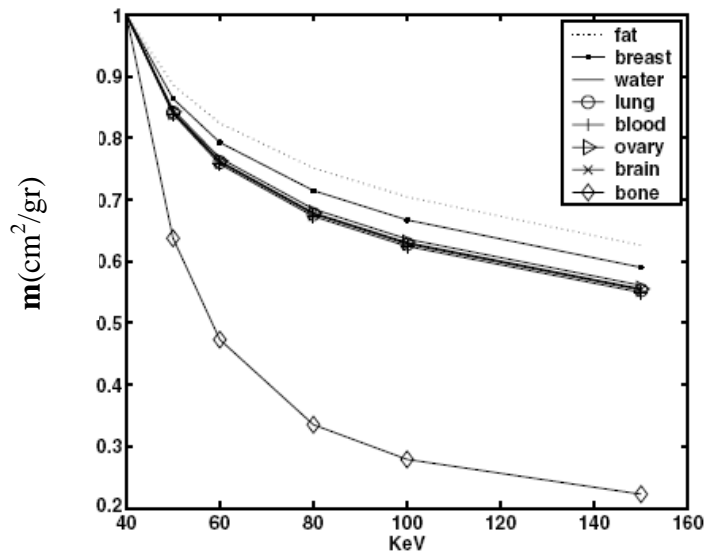


Figura 4-1 Coeficiente de atenuación de masa de tejidos humanos normalizado a 40 keV. Fuente: (Elbakri et al 2002).

Debido a que los tejidos blandos presentan un  $m_i(\varepsilon)$  equivalente al del agua, además de que tienen densidades también muy cercanas (en el rango de 0,95 a 1,06 g/cm<sup>3</sup>), es razonable elegir agua como material base de estudio. Se eligió también el hueso cortical debido al claro comportamiento diferenciador respecto al tejido blando.

En el apartado 2.4, se calculó analíticamente la función de endurecimiento de haz para diferentes combinaciones lineales de agua y hueso, mediante la ecuación (5.1) que repetimos aquí por claridad:

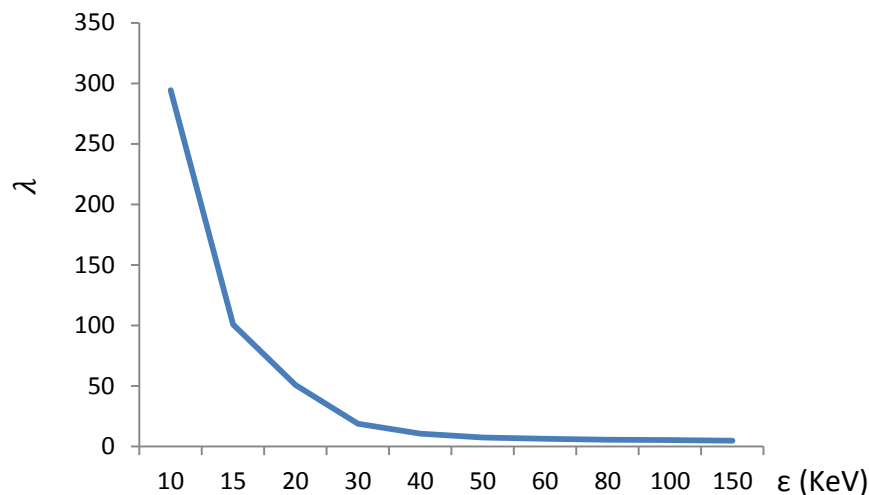
$$F_{BH}(T_a, T_h) = \ln \left[ \frac{\int N_o(\varepsilon)}{\int N_o(\varepsilon) \cdot e^{-m_a(\varepsilon)T_a - m_h(\varepsilon)T_h} d\varepsilon} \right] \quad (5.1)$$

donde  $F_{BH}(T_a, T_h)$  es la función de endurecimiento de haz para diferentes cantidades de hueso y tejido blando,  $N_o(\varepsilon)$  es la intensidad del rayo emitido,  $m_a(\varepsilon)$ , el coeficiente de atenuación de masa del agua,  $m_h(\varepsilon)$ , el coeficiente de atenuación de masa del hueso,  $x_a$ , el vector de cantidades de agua y  $T_a = \int_L \rho_a \cdot dl$  y  $T_h = \int_L \rho_h \cdot dl$  son las integrales de densidad del agua y del hueso a lo largo del camino  $L$ . Si corrigiéramos mediante linealización las curvas de endurecimiento de haz para cada combinación diferente de agua y hueso sería suficiente para eliminar los artefactos producidos por el endurecimiento de haz. El cálculo de la función 2D  $F_{BH}(T_a, T_h)$  requiere el conocimiento del espectro. El proceso de obtención del espectro en un escáner resulta muy tedioso, por lo que la función de endurecimiento de haz se estimará de otra forma.

En la Figura 4-1 observamos que el coeficiente de atenuación de masa del hueso es diferente al coeficiente de atenuación de masa de agua en un mismo rango energético y por tanto la relación entre ellos, a la que llamaremos  $\lambda(\varepsilon)$  es dependiente con la energía.

$$\lambda(\varepsilon) = \frac{m_h(\varepsilon)}{m_a(\varepsilon)} \quad (5.2)$$

Esta relación se ha representado en la Figura 4-2.



**Figura 4-2 Representación de  $\lambda(\varepsilon)$ , relación entre el coeficiente de atenuación de masa del hueso y el coeficiente de atenuación de masa del agua en función de la energía (en el rango de radiodiagnóstico).**

Si  $\lambda$  fuera constante para todas las energías, significaría que un gramo de hueso es  $\lambda$  veces más atenuante que un gramo de agua. Al corregir las proyecciones de la muestra heterogénea mediante la linealización del agua, se generarían cantidades efectivas de agua a lo largo de los caminos  $L$ , es decir,

$$T_e = T_a + \lambda \cdot T_h \quad (5.3)$$

donde  $T_e$  es la integral de densidad efectiva de agua,  $T_a$  es la integral de densidad de agua y  $T_h$  es la integral de densidad de hueso. La cantidad efectiva de agua representa la cantidad de agua que produciría el mismo efecto que una determinada cantidad de hueso. Los artefactos debidos al hueso en presencia de agua se corregirían mediante un simple escalado ( $\lambda$ ).

Sin embargo, como hemos visto en la Figura 4-2,  $\lambda$  no es constante sino que depende con la energía, o lo que es lo mismo, del camino  $L$  atravesado por el haz, es decir, de la cantidad de agua ( $T_a$ ) y de hueso ( $T_h$ ) atravesado, por lo que nos referiremos a ella como  $\lambda_L$ . Si usamos el concepto de cantidad efectiva de agua, podemos reescribir la función de endurecimiento de haz como:

$$F_{BH}(T_a, T_h) = F_{BH}(T_a + \sigma(T_a, T_h), 0) = F_{BH}(T_e) \quad (5.4)$$

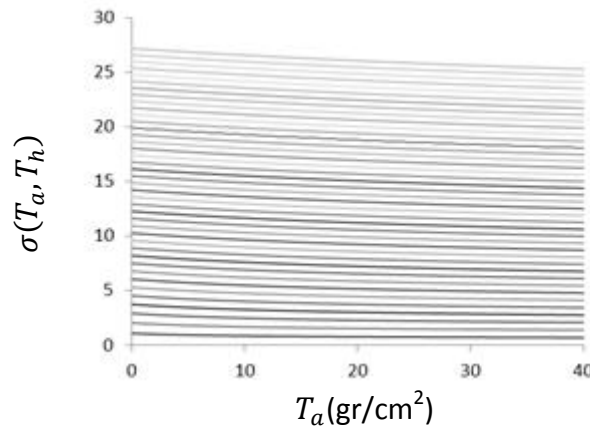
donde  $\sigma(T_a, T_h)$  representa el efecto debido al hueso en presencia de agua. Si definimos  $F_a(T_a) = F_{BH}(T_a, 0)$ ,  $\sigma(T_a, T_h)$  se puede aproximar como:

$$\sigma(T_a, T_h) \equiv F_a^{-1}(F(T_a, T_h)) - T_a \quad (5.5)$$

Entonces, el camino efectivo de agua sería:

$$T_e = T_a + \sigma(T_a, T_h) \quad (5.6)$$

Al representar  $\sigma(T_a, T_h)$  en función de la cantidad de hueso para un espectro polienergético típico (Figura 4-3), observamos que para pequeñas cantidades de hueso no depende significativamente de la cantidad de agua, por lo que la dependencia de  $\sigma$  con  $T_a$  se despreciará en el cálculo de  $\lambda_L$ .



**Figura 4-3 Representación de  $\sigma(T_a, T_h)$  en función  $T_a$ . Cada línea (color) se corresponde con un valor diferente de  $T_h$  en un rango de 0 a 20 cm.**

En (Joseph et al 1978) se realiza una aproximación de  $\lambda_L$  igualando la intensidad transmitida teórica a la intensidad medida:

$$\int N_o(\epsilon) \cdot e^{-m_a(\epsilon)T_a - m_h(\epsilon)T_h} d\epsilon = \int N_o(\epsilon) \cdot e^{-m_a(\epsilon)(T_a + \sigma(T_h))} \quad (5.7)$$

## Corrección de post-proceso

Para el desarrollo de esta ecuación se utiliza una aproximación de segundo orden que se encuentra detallada en el apéndice B de (Joseph et al 1978) obteniéndose:

$$\sigma(T_h) = \lambda_L \cdot T_h = \left[ \frac{\langle m_h \rangle}{\langle m_a \rangle} - \frac{T_h}{2\langle m_a \rangle} \left( m_h - m_a \frac{\langle m_h \rangle}{\langle m_a \rangle} \right)^2 \right] \cdot T_h = [A - BT_h] \cdot T_h \quad (5.8)$$

donde  $\langle \ \rangle$  significa media sobre el espectro de energía del haz transmitido. También en (Hsieh et al 2000) llegan a una aproximación similar para  $\lambda_L$ .

Al sustituir  $\sigma(T_h)$  en la expresión 5.3, obtenemos:

$$T_e = T_a + AT_h - BT_h^2 \quad (5.9)$$

Por tanto, al estimar  $\lambda$  como una función dependiente de la cantidad de hueso, no es necesario el conocimiento del espectro.

El algoritmo de corrección de post-proceso implementado compensa el efecto del hueso basándose en el concepto de cantidad efectiva de agua y sigue la ecuación:

$$Proy_{corr} = Proy_{line} + \sigma(T_h) \quad (5.10)$$

donde  $Proy_{corr}$  representa la proyección corregida mediante el método de post-proceso,  $Proy_{line}$  representa la proyección corregida mediante el método de linealización. Para calcular  $\sigma(T_h)$ , es necesario estimar las integrales de densidad de hueso ( $T_h$ ). Para ello, segmentamos una reconstrucción previa de los datos en hueso y tejido blando y proyectamos mediante simulación la imagen formada únicamente por hueso. Además, es necesario el cálculo empírico de los valores A y B idóneos que compensen el efecto debido al hueso ya que su cálculo mediante la ecuación (5.8) requiere el conocimiento del espectro. Finalmente, se calcula la proyección corregida ( $Proy_{corr}$ ) mediante la combinación lineal expresada en la ecuación (5.10).

## 4.2. Herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr*

Para corregir el artefacto de bandas oscuras se ha desarrollado un algoritmo basado en la teoría explicada en el apartado 4.1. Para su incorporación en el escáner micro-TAC se ha implementado una herramienta de post-proceso a la que llamaremos *TAC-Post Corr*. La herramienta se ha desarrollado en IDL 6.4 y está formada por dos módulos principales: "Módulo de estimación de hueso" y "Módulo de cálculo de las proyecciones corregidas".

## *TAC-Post Corr*

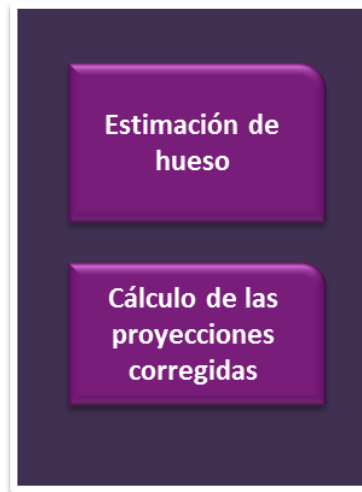


Figura 4-4 Diagrama de los módulos que forman la herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr*.

### 4.2.1.1 Módulo de estimación de hueso

El módulo de estimación de hueso recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **path\_hdr**: *string* con el path del directorio donde se encuentra el archivo de cabecera con extensión 'HDR' (ver Anexo A) y el archivo de datos con extensión 'IMG' de la reconstrucción del estudio que se desea corregir.
- **umbral**: número flotante que representa el umbral necesario para la segmentación, es decir, el valor mínimo de hueso..
- **path\_act**: *string* con el path del directorio donde se encuentra el archivo de cabecera con extensión 'ACT' de la adquisición que se desea corregir.

Para estimar el efecto de endurecimiento de haz producido por el hueso en los datos recogidos por el escáner es necesaria una reconstrucción previa del volumen cuyos valores representen un mapa de densidad. El módulo de estimación de hueso-se encarga de la segmentación de hueso-tejido blando de esta imagen mediante umbralización. En la Figura 4-5 se muestra un ejemplo simulado de imagen de hueso segmentada a partir de la imagen reconstruida.

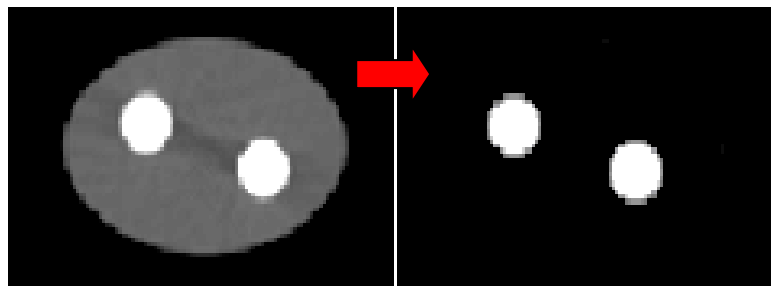
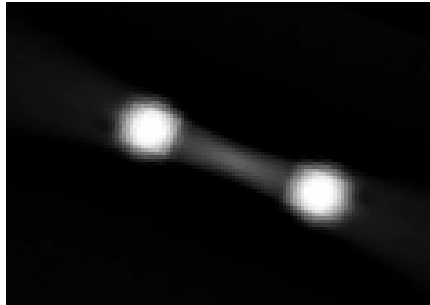


Figura 4-5 (Izq.) Ejemplo de maniquí de simulación de 128x128 píxeles compuesto por tejido blando y hueso con los artefactos producidos por el endurecimiento de haz y (dcha.) imagen de hueso segmentada por el módulo correspondiente de la herramienta de segmentación hueso-tejido blando.

A continuación, se estima la cantidad de hueso atravesada por cada rayo proyectando la imagen formada únicamente por hueso tras la umbralización con la función *ProjectorConeBeam* para así obtener  $T_h$  y además calcula su cuadrado  $T_{h2}$  ( $T_h \mathbf{y}$ ,  $T_h^2$  en la ecuación 5.9). Este segundo término está íntimamente relacionado con el artefacto, como se puede ver en la Figura 4-6: el resultado de reconstruir  $T_h^2$  es una imagen de hueso junto con el artefacto de banda oscura que se desea eliminar.

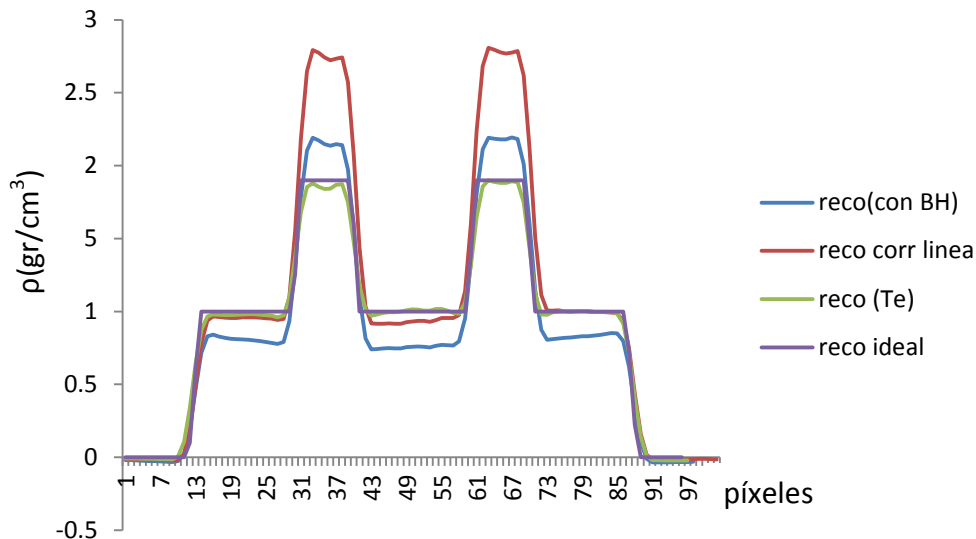


**Figura 4-6 Reconstrucción de  $T_h^2$  formada por los huesos y el artefacto de banda oscura entre ellos debido al endurecimiento de haz.**

El módulo devuelve las matrices  $T_h$  y  $T_{h2}$ , de tipo *float* de `Proj_size_radial` x `Proj_size_axial` x `Scan_Angle` píxeles con la estimación de la cantidad de hueso y con el error cometido.

### ***4.2.1.2 Módulo de cálculo de las proyecciones corregidas***

El volumen de proyección corregido,  $T_e$  en la ecuación (5.6), se calcula basándose en la ecuación (5.10), mediante la combinación lineal del volumen de proyección corregido por linealización, el volumen de proyección de hueso ponderado por el parámetro A y el cuadrado del volumen de proyección de hueso ponderado por el parámetro B. Como vimos en el capítulo anterior, la corrección por linealización en las proyecciones elimina el artefacto de *cupping* en la imagen reconstruida pero también altera la cuantificación del hueso. Los valores de hueso aumentan porque al convertir los píxeles de atenuación ( $\mu$ ) de la imagen a valores de densidad ( $\rho$ ) dividimos por el coeficiente de atenuación de masa efectivo del agua (menor que el del hueso). Dicho de otra forma, al corregir hueso con la curva de endurecimiento de haz del agua, la atenuación corregida se corresponderá a haber atravesado  $\lambda$  (ecuación 5.2) veces la cantidad de hueso. Esto se soluciona con el escalado de la imagen de hueso por el valor idóneo del parámetro A. Por otro lado, la banda oscura entre las zonas de hueso se corrige mediante el escalado de la imagen de hueso por el valor idóneo del parámetro B. La Figura 4-7 muestra un ejemplo simulado de los diferentes casos: imagen ideal, con endurecimiento de haz, corregida mediante linealización y corregida mediante post-proceso.



**Figura 4-7** Perfiles del ejemplo de maniquí de simulación reconstruido ideal, con endurecimiento de haz, corregido por linealización y corregido mediante post-proceso.

El módulo recibe como entrada los siguientes parámetros:

- **T\_h**: volumen salida del módulo de estimación de hueso.
- **T\_h2**: volumen salida del módulo de estimación de hueso.
- **path\_act**: *string* con el path del directorio donde se encuentra el archivo de cabecera con extensión 'ACT' y los archivos de datos de proyección con extensión 'CTF' corregidos mediante la herramienta de linealización *TAC-LC*.
- **A** y **B**: números en flotantes con los valores idóneos para la corrección del hueso y de las bandas.

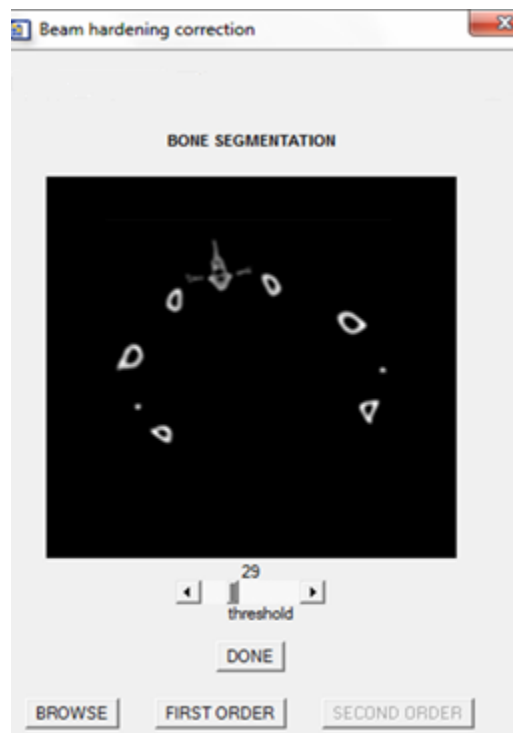
Este módulo devuelve como resultado el volumen de proyección corregido, de tipo *float* con tamaño `Proj_size_radial x Proj_size_axial x Scan_Angle` (parámetros del archivo con extensión 'ACT', ver Anexo A).

#### **4.2.2 Incorporación de la herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr* al escáner micro-TAC**

Para incorporar la herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr* al escáner micro-TAC *add-on*, se ha desarrollado una interfaz dedicada para facilitar el manejo de la herramienta al personal técnico del laboratorio y se ha integrado en la consola *MMWKS* del sistema. Para acceder a esta interfaz dedicada, mostrada en la Figura 4-8, el usuario deberá seleccionar la opción "*Post Processing*" en el apartado de "*Beam hardening*" en la interfaz de reconstrucción de la consola. Si la consola detecta que la imagen reconstruida está en UH, llamará al *software* de reconstrucción *Mongoose*<sup>®</sup>(Abella et al 2011) con la opción `-k 1` para generar un volumen reconstruido en flotantes. Esto es necesario porque el módulo de estimación de hueso llama a la función *ProjectorConeBeam*, que suma los píxeles en las trayectorias definidas y no contempla sumar valores negativos (correspondientes al aire en UH). Por tanto, el módulo de segmentación hueso-tejido blando recibirá como entrada el

**path\_hdr** donde se encuentra el volumen reconstruido en flotantes, es decir, antes de la conversión a Unidades Hounsfield.

El usuario mediante el botón “BROWSE” de la interfaz elige el archivo con extensión “.ACT” del estudio adquirido y automáticamente, aparecerá en la ventana titulada “BONE SEGMENTATION” la rodaja central del estudio reconstruido en unidades arbitrarias (sólo valores positivos). El usuario deberá segmentar el hueso de esta rodaja ayudándose con la barra de desplazamiento inferior titulada “threshold” y pulsar el botón “DONE” para guardar el umbral escogido. Después deberá pulsar el botón “POST CORRECTION” para desencadenar el resto de procesos de la herramienta y generar finalmente el volumen reconstruido corregido. El umbral óptimo se escoge para la rodaja central y se extrapola al resto de las rodajas ya que todos los huesos en una rata o un ratón tienen un coeficiente de atenuación de masa y densidad similar. En cambio, sí es necesaria una umbralización diferente para cada animal ya que por ejemplo los huesos de los ratones son en general más pequeños y débiles (densidad) que los de las ratas y los valores medidos dependen del voltaje de aplicación.



**Figura 4-8** Interfaz “Beam hardening correction” de la herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr* donde la ventana titulada “BONE SEGMENTATION” contiene un corte axial de la zona pélvica de rata tras la umbralización manual mediante la barra de desplazamiento llamada “threshold”.

Para el uso de la herramienta en el escáner real es necesario disponer de un valor para los parámetros A y B. Para estudiar el valor óptimo de estos dos parámetros, se realizó un estudio de estos dos parámetros y su dependencia con el voltaje del tubo de rayos con el que se ha adquirido el estudio a corregir y por otro lado, con la cantidad máxima de hueso atravesada por los rayos. Estos estudios se realizaron mediante simulación en Matlab 7.12.0 (R2011a) en un entorno Linux con el paquete de algoritmos para reconstrucción de imagen de libre acceso IRT disponible en <http://www.eecs.umich.edu/~fessler/code/index.html> desarrollado por la Universidad

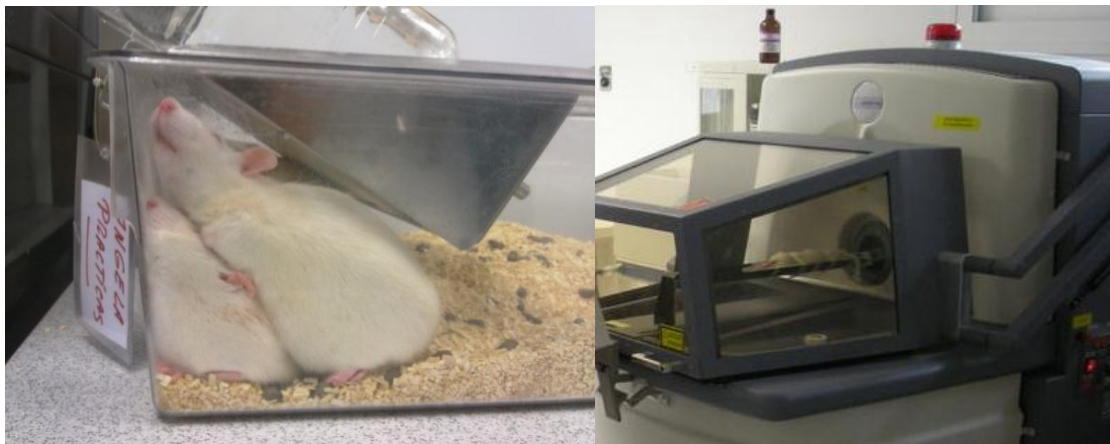


de Michigan. Tras unas pruebas preliminares para diferentes voltajes (30, 40, 50, 60, 70, 80 y 100 KVp) se observó que es necesaria una disminución de B para una corrección óptima al aumentar el voltaje de la fuente. Por otro lado, al aumentar ligeramente la atenuación máxima de hueso atravesado (ya sea por la densidad, tamaño o disposición de éste), se necesita un valor de A mayor para conseguir una corrección óptima. A partir de este estudio, se decidió generar dos *Look-Up Tables*: una con los valores de A para diferentes espesores de hueso y otra con B para los diferentes voltajes de la fuente, que se encuentran en los archivos "LUT\_A.txt" y "LUT\_B.txt" (en flotantes).

### 4.2.3 Resultados

La herramienta de post-proceso *TAC-Post Corr* se ha evaluado utilizando adquisiciones de un maniquí, una rata adulta (Figura 4-9) y un ratón.

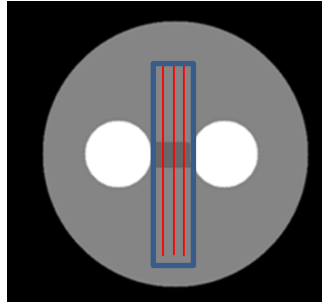
El maniquí es un cilindro formado por polimetilmetacrilato de 3cm de radio, con dos cilindros integrados en su interior rellenos con lopamiro (0.612 gr iopamidol/ml) disuelto en una concentración de 60% de lopamiro y 40% de suero (elegida por ser la que da valores de coeficiente de atenuación equivalentes al hueso de los estudios de roedor).



**Figura 4-9 (Izq.) Fotografía de ratas adultas de laboratorio para investigación y (dcha.) fotografía del escáner ARGUS PET-TAC con una de las ratas colocada en la cama para su adquisición.**

El maniquí se adquirió con los siguientes parámetros de la fuente: 40 y 50 KVp, y 200  $\mu$ A. Los estudios de raton y rata con 45 KVp y 350  $\mu$ A valores normalmente empleados en investigación pre-clínica de pequeño animal.

La corrección de bandas entre las partes densas se ha evaluado midiendo las diferencias entre los perfiles de las imágenes corregidas y sin corregir en la zona en la que aparecen dichas bandas como se muestra en la Figura 4-10.



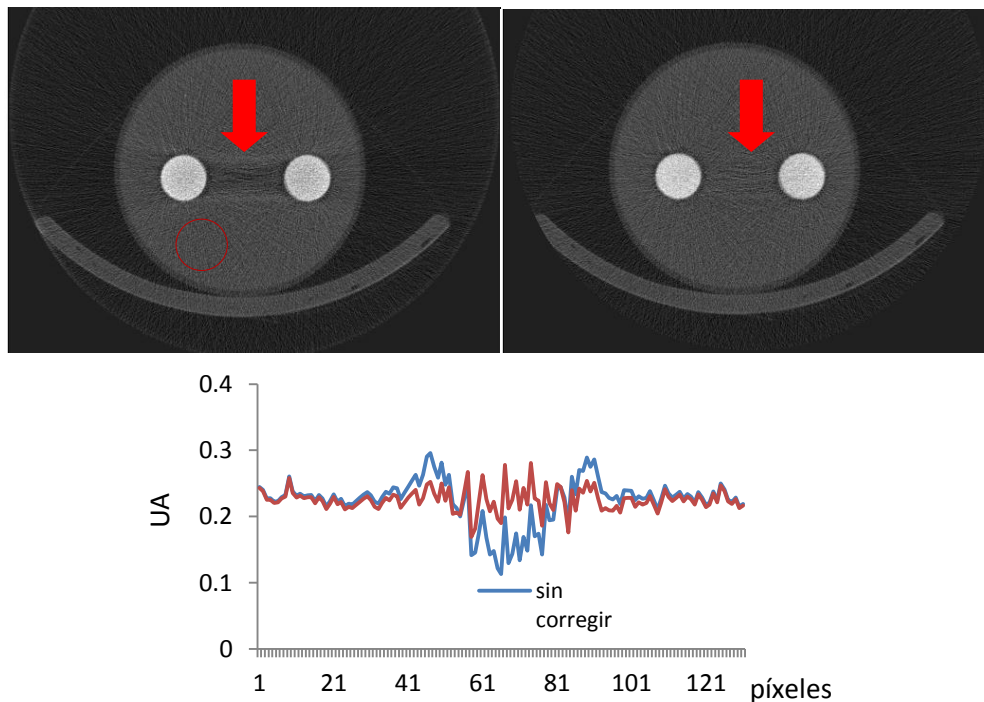
**Figura 4-10** Maniquí de dos materiales donde las líneas rojas dentro la zona delimitada por el cuadro azul indican los perfiles donde se ha cuantificado la eliminación de bandas oscuras.

Primero se calcula el perfil medio, como la media de los perfiles en la ROI medida (líneas rojas dentro del cuadrado amarillo en Figura 4-10). Una vez obtenido, el perfil medio en las imágenes corregidas y sin corregir, calculamos la relación artefacto-ruido en cada uno de la siguiente manera:

$$RAR = \frac{(\mu_{corr} - \min)}{\sigma} \quad (5.11)$$

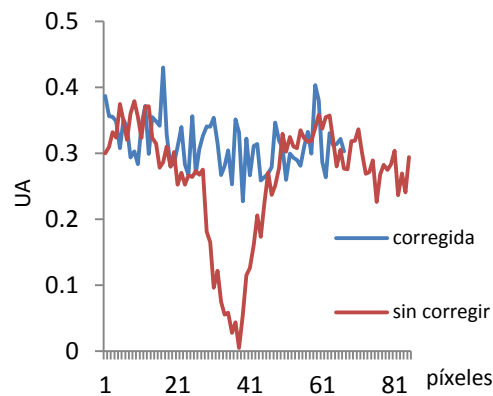
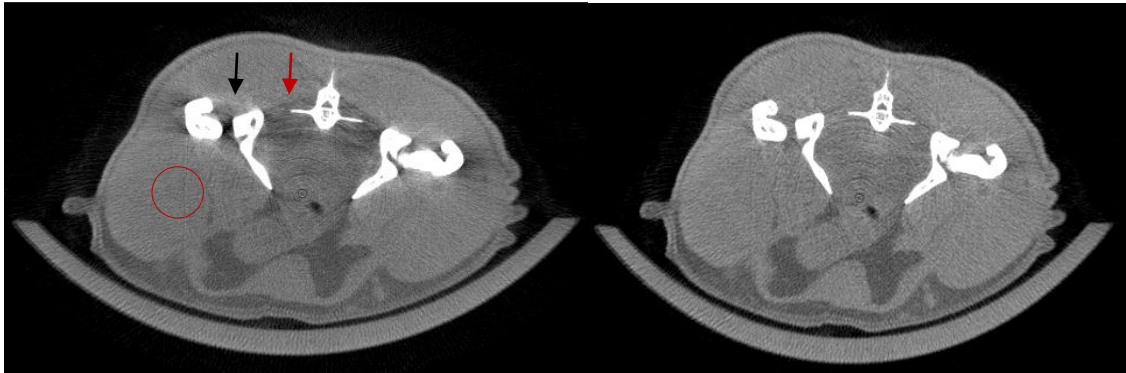
donde  $\mu_{corr}$  es la media en el perfil corregido,  $\min$  es el valor mínimo del perfil y  $\sigma$  es la desviación típica en una zona homogénea (sin artefacto). Finalmente, se ha medido el porcentaje de eliminación de artefacto entre la imagen corregida y sin corregir.

La Figura 4-11 muestra el resultado para el maniquí de dos materiales, en la que se aprecia una mejora significativa de la banda entre las partes densas lo que se corresponde con un porcentaje de eliminación del artefacto de un 68 %.



**Figura 4-11** En la parte superior se representa un corte axial del maniquí de dos densidades donde la flecha roja señala la banda oscura entre las zonas densas y el círculo rojo la ROI donde se ha medido  $\sigma$  (izq.) y mismo corte tras aplicar la corrección de post-proceso con la herramienta TAC-Post Corr (dcha.) y en la parte inferior se representan los perfiles corregidos y sin corregir.

Los resultados obtenidos tras la corrección del estudio de ratón con la herramienta se muestran en la Figura 4-12 donde se aprecia una mayor homogeneidad en la zona de tejido blando entre los huesos de la pelvis del animal. El porcentaje de reducción de bandas obtenido es de un 71,8 % entre los huesos señalados por la flecha negra y de un 83% entre los huesos señalados por la flecha roja.



**Figura 4-12** En la parte superior, (izq.) corte axial de la pelvis de un ratón donde se observa el artefacto de banda oscura entre los huesos de la pelvis y donde el círculo rojo indica la ROI donde se ha medido  $\sigma$  (dcha.) mismo corte tras aplicar la corrección de post-proceso con la herramienta *TAC-Post Corr*. En la parte inferior, representación de los perfiles corregidos y sin corregir entre los huesos señalados por la flecha negra.

En estudios con mayor número de partes densas, aparecen también más líneas debidas al fenómeno de endurecimiento de haz. En la Figura 4-13 se muestran los resultados para una rodaja de dos estudios de rata de laboratorio, uno de la pelvis y otra de la zona craneal. En ambos casos se observa la eliminación de las bandas oscuras. El porcentaje de reducción de bandas es de un 74 % para el caso pélvico al medir los perfiles en la zona señalada por la flecha roja y de un 72 % para el estudio craneal.

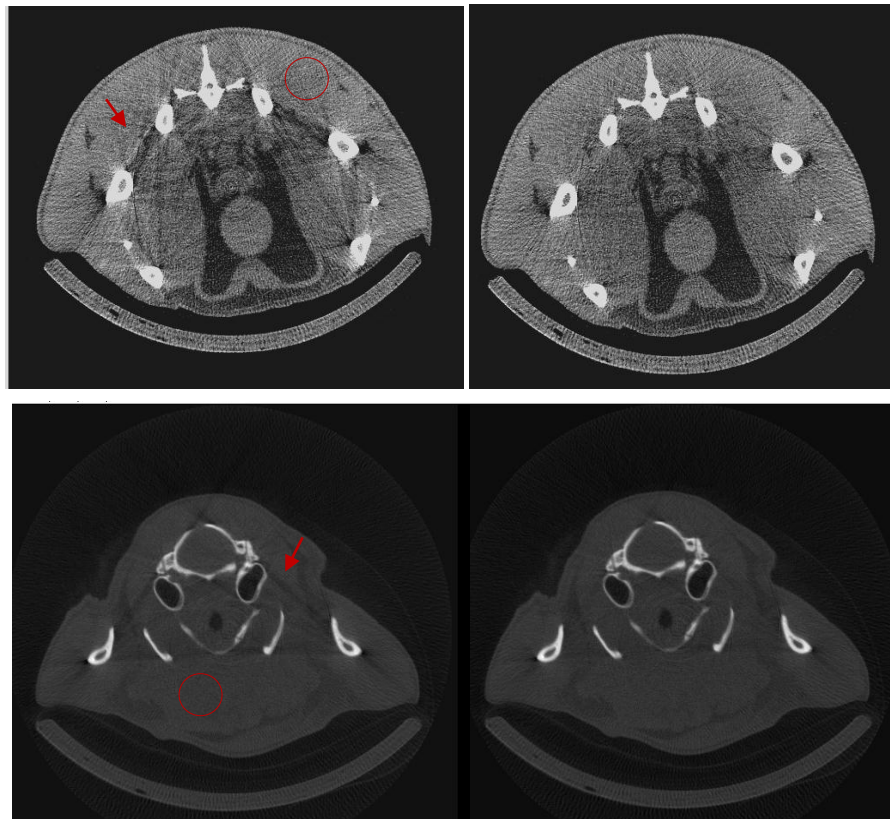


Figura 4-13 En la parte superior se muestra un corte axial de la zona pélvica de una rata donde se observa el artefacto de banda oscura entre los huesos de la pelvis y donde el círculo rojo indica la ROI donde se ha medido  $\sigma$ , (izq.) y mismo corte tras aplicar la corrección de post-proceso con la herramienta *TAC-Post Corr* (dcha.). En la parte inferior, (izq.) corte axial de la zona craneal de rata sin corregir donde el círculo rojo indica la ROI donde se ha medido  $\sigma$  y (dcha.) corregido con la misma herramienta.

## **Conclusiones y trabajo futuro**



## 5. Conclusiones y trabajo futuro

---

### 5.1. Conclusiones

El presente proyecto fin de carrera, dentro de una línea de investigación de desarrollo de equipos de alta resolución para investigación pre-clínica, se ha enfocado en el desarrollo de algoritmos de compensación de los artefactos producidos por endurecimiento de haz.

Para ello, en primer lugar se ha estudiado el funcionamiento y características del tomógrafo de rayos X micro-TAC *add-on* disponible en el laboratorio de la UMCE de Hospital Gregorio Marañón para el estudio en profundidad del endurecimiento de haz en este escáner. Para la caracterización del endurecimiento de haz en este escáner y de los artefactos que produce en las imágenes reconstruidas, se ha desarrollado la herramienta de simulación *TAC-SIM*. Esta herramienta incluye la geometría del sistema, los espectros emitidos por el tubo de rayos X y el efecto del filtro de aluminio pero no modela los fotones que sufren dispersión ni la respuesta no lineal del detector *flat panel*. La modularidad de la herramienta favorece la adaptación del *software* de simulación a otros tomógrafos de rayos X además de la trazabilidad de los errores.

Los resultados de las simulaciones realizadas demuestran que el fenómeno de endurecimiento de haz produce artefactos que perjudican la visualización y cuantificación de los estudios en la investigación pre-clínica. El filtro físico de aluminio pre-endurece el haz y por consiguiente, reduce la dosis formada por fotones “débiles” además de mitigar los artefactos producidos por endurecimiento de haz en las imágenes. Aún así, el filtro no elimina del todo estos artefactos haciendo necesario el desarrollo de algoritmos para compensarlos.

Para la corrección de los artefactos en objetos homogéneos (*cupping*), se ha implementado el método de linealización. Este método está formado por dos etapas separadas: calibración y corrección. En el proceso de calibración se define el valor de los parámetros de corrección adecuados y debe realizarse la primera vez que se usa el tomógrafo, y repetirse cuando las condiciones de la fuente de rayos X o el detector varíen. Para esta etapa se ha diseñado un protocolo de calibración de forma que el maniquí de calibración sea fácil de fabricar y compacto y no sea necesaria una colocación muy precisa en el escáner. La etapa de corrección por linealización se aplica en cada adquisición a las proyecciones obtenidas antes del paso de reconstrucción. Para la incorporación del algoritmo completo en el escáner, se ha desarrollado la herramienta *TAC-LC* que incluye una interfaz dedicada para facilitar los procesos de calibración y corrección al personal técnico de laboratorio.

Los resultados de la evaluación de la herramienta *TAC-LC*, tanto en estudios simulados como en diferentes maniqués descritos en el capítulo 4, demuestran la validez de la misma para corregir el artefacto de *cupping* en el micro-TAC *add-on*. Esta corrección resulta de gran interés en procesos de calibración basados en medidas cuantitativas de maniqués homogéneos. Un ejemplo donde la cuantificación es importante es el

## Conclusiones y trabajo futuro

proceso de calibración de Unidades *Hounsfield* (UH), ya que las medidas obtenidas servirán de referencia para el resto de estudios. Sin embargo, no es suficiente para corregir las bandas oscuras entre las partes densas de objetos heterogéneos.

Para las adquisiciones de roedores, en las que la muestra bajo estudio no se puede considerar homogénea por la presencia de huesos, se ha desarrollado una segunda corrección de post-proceso basada en el estudio (Joseph et al 1978). El método asume que el objeto bajo estudio está formado únicamente por tejido blando y hueso ya que como se explicó en el apartado 4.1, son los tejidos que más difieren sus características de atenuación a los rayos X. La corrección se basa en la estimación del error a partir de la contribución de los objetos densos en la proyección, usando los dos parámetros de ponderación, A y B descritos en el apartado 4.1. El valor de A influye en la cuantificación del hueso en las imágenes, siendo necesario aumentar cuando el espesor máximo atravesado es mayor. En cambio, B, altera la corrección de bandas oscuras entre los huesos y depende únicamente del voltaje del tubo de rayos X. Una limitación de este método es el cálculo empírico de los parámetros A y B, que deben ser predefinidos en una etapa de calibración. Para incorporar el algoritmo al escáner se ha desarrollado la herramienta *TAC-Post Corr* que incluye una interfaz dedicada para facilitar el proceso de corrección al personal técnico de laboratorio. Esta herramienta necesita dos *LUTs* predefinidas: una con los valores de A para diferentes espesores de hueso y otra con B para los diferentes voltajes de la fuente obtenidos de forma experimental. Estos valores se obtienen en una etapa de calibración previa que debe hacerse en los mismos momentos que la calibración anterior.

El método se ha validado correctamente tanto en estudios simulados como en estudios reales adquiridos en el micro-TAC *add-on* dando lugar a resultados satisfactorios. La eliminación de bandas oscuras entre huesos mejora notablemente la calidad de las imágenes (tanto para visualización como para cuantificación) en los estudios de pequeño animal, de suma importancia en investigación pre-clínica.

Los artefactos derivados de la dispersión son similares a los producidos por el endurecimiento de haz (cupping y bandas oscuras). Dado que los métodos desarrollados están dirigidos a eliminar estos artefactos de forma empírica, es decir, se basan en medidas obtenidas con el tomógrafo en las que no es posible separar los diferentes orígenes del artefacto, se espera compensar ambos efectos al mismo tiempo.

Los métodos de corrección de linealización y de post-proceso no requieren el conocimiento del espectro de emisión del tubo de rayos X gracias a su carácter empírico. Esto es importante dado que, normalmente es difícil conocer el espectro de salida de la fuente de rayos X.

El trabajo realizado en este proyecto, se ha presentado como comunicación oral en el Congreso CASEIB 2011 (*Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*). Como resultado, se ha obtenido una publicación científica (de Molina et al 2011). Finalmente, cabe destacar que el *software* desarrollado en este proyecto se ha incorporado al micro-TAC *add-on* para pequeño animal que comercializa el grupo



empresarial *SEDECAL* por todo el mundo y está actualmente en etapa de validación final.

## **5.2. Trabajo futuro**

Como líneas de trabajo futuro derivado de este proyecto se proponen las siguientes:

- Inclusión de la respuesta no lineal del detector en la herramienta de simulación *TAC-SIM* desarrollada así como el efecto de dispersión, para evaluar con mayor precisión el endurecimiento de haz en el escáner micro-TAC y el efecto de la corrección. .
- Estudio del efecto de diferentes grosores de filtro de aluminio y/o cobre para la selección del óptimo.
- Estudio exhaustivo de los parámetros A y B en la corrección de post-proceso, para estimar una función que los relacione con los parámetros de adquisición y las características de la muestra (cantidad de hueso) y así poder automatizar esta corrección eliminando la etapa de búsqueda de forma empírica del valor óptimo para estos parámetros.
- Evaluación más exhaustiva de las herramientas una vez incorporadas al escáner para su validación final.
- Realización de un manual de las dos herramientas incorporadas que se añadirá a los equipos de tomografía comercializados por *SEDECAL S.A.*
- Calibración de las curvas de linealización y valores A y B para cada uno de los voltajes de uso.





## **Anexos**





## Anexo A

---

### *Ejemplo de archivo de cabecera con extensión .ACT*

```
phantomagua_sin_filtro45_350_2_08Apr2011_Acq014
Fri 08 Apr 2011 04:01:28 PM CEST
[Acquisition]
  acq_code_version=4.20
  base_filename="phantomagua_sin_filtro45_350_2_08Apr2011_Acq
014"
  Num_projections=360
  Binning=4
  Frames=4
  Voltage=40.000000
  Amperage=199.120438
  Overlap=0.000000
  Bed_positions=1
  Al_filter=2.000000
  Shutter_mode=0
  Init_angle=0
  Scan_Angle=360
  Rot_direction=0
  Init_bed_position=381.250000

[Output files]
  Num_files=2
  Util_pixels_Z=2400
  Proj_size_axial=1
  Util_pixels_Y=2400
  Proj_size_radial=518
  Projections_per_file=180

[Calibration]
  file_detector_corrections="d_corrections_CT.txt"
  File_flood="flood4bin"
  file_dark="dark4bin"
  file_hounsfield="103aniquí103ón"
  magnification_CT=1.659090
  alfa_bed_error=0.000513
  beta_bed_error=0.005650
  dz_bed_error=0.000000
  D_so=220.000000

[PET/CT alignment]
  offset_x=-0.480000
  offset_y=0.200000
  offset_z=-174.000000

[Info]
GENERAL DATA :=
original institution :=unknown
originating system :=unknown
contact person :=unknown
```

## Anexos

```
patient name :=phantomagua_sin_filtro45_350_2
patient ID :=none
patient breed:=unknown
patient dob:=none
patient age:=unknown
patient sex:=Other
patient weight (gr):=0
patient size (cm):=unknown
patient orientation :=Head_in
patient rotation :=Prone
study ID :=none
study date :=8/4/2011
study time :=15:55:27
data description :=none
process description:=
user comment:=
```

[log]



## ***Ejemplo de archivo de cabecera con extensión .HDR***

```
;INTERFILE -Grupo Imagen UMCE HGGMThu Oct 06 12:21:27 2011
INTERFILE :=
imaging modality:=ct
version of keys := 5.4
date of keys := 2006:22:10
acq code version:=4.20_noITCK "Experimental version"
reconstruction code version:=version: 3.2.0
GENERAL DATA :=
original institution:=unknown
originating system:=unknown
contact person := www.hggm.es/image
patient name:=RATA_FJD_wistar_8_06Oct11
patient id:=none
patient breed:=unknown
patient dob:=none
patient age:=unknown
patient sex:=Other
patient weight (gr):=0
patient size (cm):=unknown
patient orientation:=head_in
patient rotation:=prone
study id:=none
study date:=6/10/2011
study time:=11:53:55
data description:=none
process description:=Reconstructed CT
user comment:=none
name of data
file:=RATA_FJD_wistar_8_06Oct11_06Oct2011_Acq002.img
IMAGE DATA :=
imagedata byte order:=littleendian
slice orientation:=
number format:=signed integer
number of bytes per pixel:=2
number of dimensions:=1
matrix size [1]:=518
matrix size [2]:=518
matrix size [3]:=568
scaling factor (mm/pixel) [1]:=0.124294
scaling factor (mm/pixel) [2]:=0.124294
scaling factor (mm/pixel) [3]:=0.124294
data compression := none
number of time frames:=1
offset [1]:=-0.480000
offset [2]:=0.200000
offset [3]:=237.970
gated data:=no
average cycle length (msec):=NA
cyclelength deviation (%):=NA
accepted deviation (%):=NA
CT IMAGE DATA:=
number of projections:=360
projection binning:=4
```

## Anexos

```
voltage (kv):=45.0000
amperage (ua):=346.921
start horizontal bed position (mm):=411.970
overlap (mm):=0.0
magnification factor:=1.60909
number of bed positions:=1
alum filter thickness (mm):=2.00000
projection size [1]:=518.000
projection size [2]:=518.000
projection size [3]:=570.000
number of shots:=8
beam hardening:=None
reconstruction binning:=1
method of reconstruction:=FeldKamp
type of interpolation:=Lineal
method of scatter correction:=NONE
axial correction:=Yes
vertical smooth:=NO
axial smooth:=NO
ring reduction:=NO
TEMPORAL STUDY :=
index nesting level := {time frame}
image duration (sec) [1] :=0.000000
image relative start time (sec) [1] :=0.000000
END OF INTERFILE :=
```

## Ejemplo de cabeceras de las herramientas desarrolladas

A continuación se muestra la cabecera de uno de los módulos de cada herramienta desarrollada.

```
;Claudia de Molina Gómez
;;;*****Herramienta TAC-SIM*****
;; *****Bloque: Generación maniquí simulado
;; Módulo: Generación maniquí simulado
;; Versión:
;; Descripción: bloque que contiene las diferentes funciones
;; necesarias que generan los diferentes tipos
;; de maniquíes.
;;
; - Procedimientos: generacion_maniqui_simulado.pro
;-Entrada: binning, forma, densidad, path
;-Retorno:"maniqui.txt" en el directorio "path"
;;
;; Funciones principales:
;-- FUNTION CreaManiqui,nx_imagen, ny_imagen, forma, path
;-- FUNTION -Semicircular,nx_imagen, ny_imagen
;-- FUNTION Circular,nx_imagen, ny_imagen
;-- FUNTION Circular_hueso,nx_imagen, ny_imagen
;-- FUNTION Circular_het,nx_imagen, ny_imagen
;-- FUNTION Ovalado_het,nx_imagen, ny_imagen
;-- FUNTION Circular_het4,nx_imagen, ny_imagen
;;
; - Posibles mejoras:
;

;Claudia de Molina Gómez
;;;***** Herramienta TAC-LC*****
;; *****Bloque: Calibración
;; Módulo: Módulo de obtención de la función de endurecimiento de haz
;; empírica, FBH(xa)
;; Versión:
;; Descripción: cálculo de FBH(xa) sin conocer el espectro mediante
;; datos adquiridos y proyección de una máscara de agua.
; - Procedimientos: calibración.pro
;;
;-Entrada: path_act, path_hdr, Nbins, tam_max, umbral
;-Retorno: vector BHcurva de Nbins muestras con los valores de FBH(xa)
;;en flotantes.
;;
;; Funciones principales:
;-- FUNCTION ProjectorConebeam,n_angles=n_angles,dist_so=dist_so,
;-- imagen=imagen,n_x=n_x,n_y=n_y,n_z=n_z
;-- FUNCTION CreaMascara,imagen_recon=imagen_recon
;-- FUNCTION CreaCurvaBH,proy_mask=proy_mask,proy_BH=proy_BH,
;-- dx_imagen=dx_imagen
;-- FUNCTION rCT_Read_ACT, FILE=file, ERROR_ID=error_id,
;-- ERROR_STR=error_str
;-- FUNCTION rCT_Read_HDR, FILE=file, ERROR_ID=error_id,
;-- ERROR_STR=error_str

; - Posibles mejoras:
```

## Anexos

```
;Claudia de Molina Gómez
;;;***** Herramienta TAC-Post Corr*****
;; *****Bloque:
;; Módulo: Módulo de estimación de hueso
;; Versión:
;; Descripción: cálculo de la estimación de hueso mediante la
;; segmentación de hueso-tejido blando.
;; - Procedimientos: estimación_hueso.pro
;;-Entrada: path_hdr, umbral, path_act
;;-Retorno: las matrices T_h y T_h2, de tipo float de Proj_size_radial
;;x Proj_size_axial x Scan_Angle píxeles

;; Funciones principales:

;-- FUNCTION ProyectorConebeam,n_angles=n_angles,dist_so=dist_so,
;-- imagen=imagen,n_x=n_x,n_y=n_y,n_z=n_z
;-- FUNCTION rCT_Read_ACT, FILE=file, ERROR_ID=error_id,
;-- ERROR_STR=error_str
;-- FUNCTION rCT_Read_HDR, FILE=file, ERROR_ID=error_id,
;-- ERROR_STR=error_str

; - Posibles mejoras:
```

## **Anexo B**

---

### ***Publicación derivada***

**de Molina, C., M. Abella, A. Sisniega, J.J. Vaquero, and M. Desco, *Corrección empírica de primer y segundo orden del artefacto de endurecimiento de haz en imágenes de micro-TAC. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, Cáceres, 2011.***

# Corrección empírica de primer y segundo orden del artefacto de endurecimiento de haz en imágenes de micro-TAC

C. de Molina<sup>1</sup>, M. Abella<sup>2</sup>, A. Sisniega<sup>2</sup>, J.J. Vaquero<sup>2</sup>, M. Desco<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Imagen Médica, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid, España, cmolina@mce.hggm.es

<sup>2</sup> Dept. Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, España

<sup>3</sup> Centro de investigación en red en salud mental (CIBERSAM), Madrid, España

## Resumen

Los artefactos más comunes producidos por el fenómeno físico de endurecimiento de haz en imágenes obtenidas en un tomógrafo de rayos X son: “cupping”, en volúmenes homogéneos y bandas oscuras, en presencia de objetos densos. Este trabajo presenta un esquema de corrección completa para ambos artefactos: un primer paso implementa una corrección de “cupping” por medio de un método de corrección de primer orden: linealización sobre los datos de proyección; en un segundo paso, se aplica un algoritmo de corrección de segundo orden sobre la imagen ya reconstruida para eliminar las bandas oscuras. En todo el proceso se elimina la necesidad de conocer el espectro de la fuente de rayos X. Ambos métodos han sido validados en maniqués homogéneos y heterogéneos compuestos por dos materiales distintos, además de estudios de pequeño animal (ratas y ratones de laboratorio) adquiridos en un tomógrafo de rayos X para pequeños animales (micro-TAC) diseñado en el laboratorio. Los resultados demuestran la validez del esquema de corrección.

## 1. Introducción

El origen del fenómeno de endurecimiento de haz (“beam hardening”) en sistemas tomográficos de rayos X radica en la policromaticidad de la fuente. Se denomina endurecimiento de haz al proceso por el cual la energía media del haz de rayos X aumenta al atravesar un material (el haz se “endurece”) debido a que los fotones de menor energía son preferentemente absorbidos.

En una fuente ideal, la intensidad medida por los detectores se relaciona de manera directamente proporcional con el espesor de material atravesado. En cambio, en una fuente real, que emite un haz policromático, esta relación no es lineal. Esto es debido a la dependencia de la atenuación con la energía, lo que lleva a incongruencias en las medidas y por consiguiente, a artefactos tras la reconstrucción.

En la reconstrucción de volúmenes homogéneos aparece el artefacto comúnmente conocido como “cupping” [1].

Otro artefacto común en las imágenes de TAC son las bandas oscuras [1], que aparecen entre objetos densos al reconstruir imágenes de cuerpos compuestos por materiales de diferentes densidades, por ejemplo, tejido blando y tejido óseo. Dichos artefactos dificultan el análisis cualitativo y cuantitativo de las imágenes de CT, y por lo tanto, los diagnósticos en investigación pre-

clínica, haciendo necesario el desarrollo de algoritmos para compensarlos.

Existen diferentes esquemas de corrección propuestos en la literatura. Normalmente se incluye un pre-filtrado físico [2] para pre-endurecer el haz que es insuficiente para eliminar los artefactos. El método de linealización [2-4], incluido en la mayoría de los escáneres, es válido para volúmenes homogéneos, pero resulta insuficiente en presencia de objetos densos como los huesos. Otras estrategias como energía dual [5, 6], post-procesado [7-9], y reconstrucción por métodos iterativos [10, 11] se han propuesto para este último caso.

La técnica de energía dual requiere un hardware sofisticado y una mayor dosis de radiación. Los métodos iterativos suponen un gran coste computacional.

En este trabajo se propone un esquema analítico completo de corrección de endurecimiento de haz para la corrección de los artefactos de primer (linealización) y segundo orden (post-procesado) del endurecimiento de haz, por su fácil incorporación al escáner bajo estudio (Argus PET-CT), su sencillez y su velocidad.

Se presentan resultados en imágenes tanto de maniqués como de pequeños animales de laboratorio.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1. Artefacto de primer orden

Los rayos X emitidos por una fuente ideal (monocromática) se atenúan exponencialmente al atravesar un determinado cuerpo según la ley de Beer:

$$I_L = I_0 \cdot e^{-\int_L \Sigma_i \mu_i(\varepsilon) dl} \quad (1)$$

siendo  $I_0$  la intensidad del rayo emitido,  $I_L$  la intensidad del rayo después de atravesar  $dl$  de material y  $\mu_i$  el coeficiente de atenuación del material  $i$ . La atenuación total del material a lo largo del camino  $L$  seguido por el haz será:

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_L}\right) = \int_L (\mu_1 + \mu_2 + \dots) dl \quad (2)$$

Sin embargo, las fuentes de rayos X son policromáticas, lo que introduce una dependencia con la energía en nuestras medidas. Así la ecuación (1) se convierte en (3):

$$I_L = \int I_0(\varepsilon) \cdot e^{-\int_L (\mu_1(\varepsilon) + \mu_2(\varepsilon) + \dots) dl} d\varepsilon \quad (3)$$

y la ecuación (2) en (4):

$$\ln\left(\frac{I_0}{I_L}\right) = \ln\left[\frac{I_0(\epsilon)}{I_0(\epsilon) \cdot e^{-\int_L \mu(\epsilon) dl}}\right] = F_{BH} \quad (4)$$

donde  $F_{BH}$  se denomina *función de "beam hardening"*. En este caso la atenuación total a lo largo de un rayo no depende linealmente con la cantidad de material ( $dl$ ) como ocurría en el caso ideal. El método de primer orden propuesto considera que el objeto bajo estudio es homogéneo y se basa en la linealización de la curva  $F_{BH}$  para diferentes espesores de un material equivalente al tejido blando.

*Obtención de la curva de atenuación total medida,  $F_{BH}$*

Dado que no disponemos del espectro de la fuente, el cálculo de la curva  $F_{BH}$  se hace de manera experimental. Para ello se adquirió un maniquí semicilíndrico de polimetilmetacrilato (con densidad similar al tejido blando) de 3 cm de radio para los diferentes voltajes y corrientes de aplicación.

A continuación, se construye una máscara de agua mediante segmentación por umbralización (su correspondiente interfaz dedicada se muestra en la Figura 2) que se proyectó para obtener las diferentes distancias en cm atravesadas por los rayos. A partir de los valores de proyección recogidos en la adquisición (ordenadas) y de las distancias (abscisas), se construye la curva  $F_{BH}$ . Finalmente se ajusta la curva a un polinomio de segundo grado [12].

*Estimación de la recta de atenuación ideal*

La función de atenuación total medida en el caso de fuente ideal,  $F_I$ , sería directamente proporcional a la cantidad de material atravesado, siendo la pendiente, el coeficiente de atenuación de masa eficaz del agua (a la energía equivalente al caso cromático). Como desconocemos el espectro de energías, el coeficiente de atenuación de masa eficaz se calcula ajustando a una recta los primeros puntos de la curva  $F_{BH}$  (pequeños grosores atravesados no tendrán efecto de endurecimiento de haz [13]). Las dos funciones se pueden ver en la Figura 1.

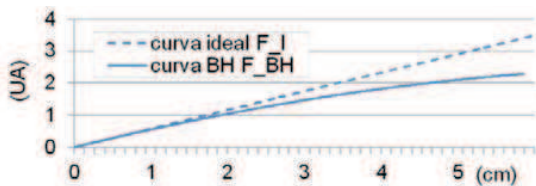


Figura 1.  $F_{BH}$  calculada experimentalmente para un espectro de emisión de 50 keV (línea continua) y recta equivalente al caso ideal monocromático.

*Función de corrección*

El método de corrección de primer orden se basa en el cálculo de la función que transforme la curva  $F_{BH}$  en la función lineal correspondiente al caso monocromático  $F_I(F_{BH})$  (Figura 1). Así para corregir un conjunto de datos se sustituye en las proyecciones cada valor medido (con "beam hardening") por su valor correspondiente en la recta ideal. En lugar de usar una "look-up-table", la

función de corrección se ajusta a un polinomio (de tercer grado) para poder calcular de forma rápida las proyecciones corregidas de cualquier estudio.

## 2.2. Artefacto de segundo orden

Para la corrección de los artefactos debidos a la presencia de objetos densos como por ejemplo, hueso, se propone un algoritmo de post-proceso basado en el trabajo de Joseph and Spital [7].

Este trabajo se basa en la idea de la "densidad efectiva", es decir, aquella equivalente al agua. En otras palabras, para una cantidad de hueso determinada, sería la cantidad de agua que produciría el mismo efecto de endurecimiento de haz. Teniendo en cuenta que la densidad de un material es igual a su coeficiente de atenuación  $\mu$  dividido por su coeficiente de atenuación de masa  $m$  podemos definir:

$$P_{\text{efectiva\_hueso}} = \frac{\mu_{\text{hueso}}(\epsilon)}{m_{\text{agua}}(\epsilon)} = \lambda(\epsilon) \cdot \rho_{\text{hueso}} \quad (8)$$

$$\lambda(\epsilon) \equiv m_{\text{hueso}}(\epsilon) / m_{\text{agua}}(\epsilon) \quad (9)$$

Para un material heterogéneo, usando solamente la función de corrección del agua, se generaran una serie de caminos equivalentes de agua. Es decir, el espesor atravesado por el rayo vendrá dado por:

$$T_{\text{efectiva}} = F_{BH}^{-1} = T_{\text{agua}} + \lambda_L T_{\text{hueso}} \quad (10)$$

$$\lambda_L = A - B T_{\text{hueso}} \quad (11)$$

donde  $T = \int_L \mu \cdot dl$  y  $\lambda_L$  es una función que necesitamos estimar. Esta función se puede aproximar mediante la ecuación (11) como se sugiere en [7] y [14].

Como nuestro objetivo es eliminar el efecto expresado en (10), la corrección seguirá el siguiente modelo:

$$T_C = T_{AC} + B * T^2_{\text{hueso}} - (1 - A) * T_{\text{hueso}} \quad (12)$$

siendo  $T_{AC}$ , el sinograma total corregido por agua. Los valores de A y B se calculan experimentalmente.

## 2.3. Algoritmo analítico completo de corrección de endurecimiento de haz

Se ha implementado un algoritmo que combina secuencialmente la corrección de los dos tipos de artefactos que se ha integrado mediante una interfaz dedicada (Figura 2). La herramienta completa se ha desarrollado usando IDL 6.4.

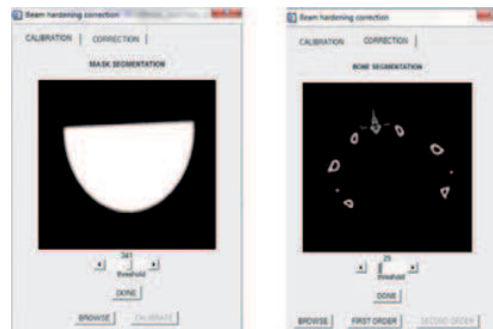


Figura 2. Interfaces de calibración (izq.) y corrección (dcha.).

Los pasos del algoritmo analítico (mostrados en la Figura 3) son:

1. Aplicación de la linealización en el volumen de proyecciones adquiridas utilizando la función de corrección calculada en la calibración.
2. Segmentación de hueso de la rodaja central de la imagen corregida por linealización mediante umbralización por el usuario mediante una interfaz dedicada (Figura 2, dcha.). El umbral seleccionado por el usuario se utiliza para segmentar el volumen completo.
3. Cálculo de las distancias de hueso atravesadas mediante proyección de la imagen segmentada ( $T_{\text{hueso}}$ ) y  $T_{\text{hueso}}^2$  (negativo de las bandas oscuras).
4. Aplicación de (12) a las proyecciones corregidas por linealización.
5. Reconstrucción del volumen final corregido.



Figura 3. Diagrama de flujo del esquema completo de corrección del endurecimiento de haz.

#### 2.4. Evaluación de la eficacia de la corrección

Los datos se han adquirido con un tomógrafo computarizado diseñado en el propio laboratorio: un micro-TAC [15] con una fuente de haz cónico y un detector digital de superficie (“flat panel”) sobre un soporte rotatorio.

En todas las adquisiciones se ha utilizado un filtro de aluminio de 2 mm, con el propósito de pre-endurecer el haz absorbiendo la zona de baja energía del espectro. El resultado de la adquisición es una colección de 360 proyecciones (en intervalo de 1°) de 512x512 píxeles, con un tamaño de pixel de 200  $\mu\text{m}$ .

Para evaluar las distintas partes del algoritmo se han hecho las siguientes adquisiciones:

- Maniquí cilíndrico homogéneo de polimetilmetacrilato y 2,5 cm de radio, a 40 y 50 keV y 200 $\mu\text{A}$ , para la evaluación de la corrección de primer orden.
- Maniquí cilíndrico de polimetilmetacrilato y 3cm de radio, con dos cilindros integrados en su interior rellenos con iopamiro (0.612 gr iopamidol/ml) disuelto con concentración de 60% de iopamiro y 40% de suero (a 40 y 50 keV y 200 $\mu\text{A}$ ) para evaluar el esquema completo de de corrección.

- Estudios de rata adulta con áreas de cráneo y pelvis adquiridos a 45 keV y 350 $\mu\text{A}$  para evaluar el esquema completo de corrección.

La reconstrucción de los datos se realiza con *Mongoose*, [16] software de reconstrucción basado en el método analítico FDK.

En primer lugar, se ha medido la eficacia de corrección del artefacto de “cupping” como la diferencia entre  $P_1$  (ver Figura 4), punto de mínimo efecto de endurecimiento de haz, y  $P_C$ , punto en el que el efecto es máximo, con respecto al incremento de valor de gris entre aire y material ( $P_1 - P_A$ ):

$$D = \frac{P_1 - P_C}{P_1 - P_A} \cdot 100\% \quad (13)$$

Se evaluó la eficacia de la eliminación de bandas oscuras midiendo el porcentaje de reducción de desviación típica respecto a la media del valor de gris en la zona en la que aparecen dichas bandas.

Finalmente, se ha estudiado la dependencia de las variables A y B con los diferentes parámetros de adquisición, voltaje máximo de emisión y corriente del tubo de rayos X, así como el máximo espesor de hueso atravesado.

### 3. Resultados

En la Figura 4, podemos observar la reducción del artefacto de “cupping” en un 95,53% en el perfil de la imagen del maniquí cilíndrico homogéneo.

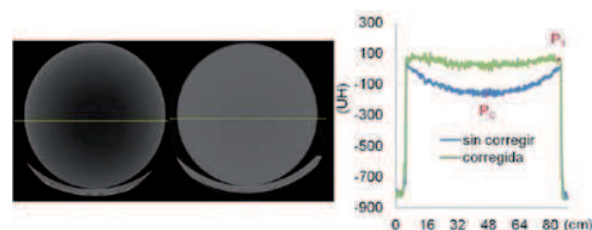


Figura 4. Corrección de homogeneidad en el maniquí de polimetilmetacrilato.

En la Figura 5 se muestran los resultados obtenidos en el maniquí de dos densidades y en un estudio de rata, donde se puede ver cómo se eliminan las bandas oscuras. La reducción de artefacto es 65,51% (maniquí de dos densidades) y 18,47% (rata adulta).

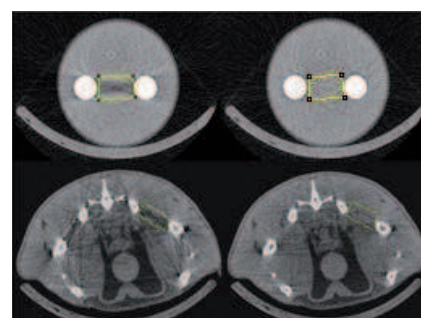


Figura 5. Corte axial de maniquí cilíndrico (panel superior) y de la zona pélvica de una rata adulta (panel inferior) antes (izq.) y después (dcha.) de la corrección.



Tras unas pruebas preliminares para diferentes voltajes, se observa un aumento de A y disminución de B necesarios para una corrección óptima al aumentar el voltaje de la fuente. El valor de A afecta a la cuantificación en hueso, B a la eliminación de las bandas. Los valores de A y B obtenidos tras corregir una rodaja de la pelvis y del cráneo de rata adulta con los mismos parámetros de adquisición son (0,82518; 0,032) y (0,9; 0,032), respectivamente, siendo el espesor máximo de hueso atravesado un 29.54 % mayor en el cráneo que en la pelvis. Por tanto, a medida que aumenta la atenuación máxima de hueso (ya sea por la densidad, tamaño o disposición de éste), se necesita un valor de A mayor para conseguir una corrección óptima.

#### 4. Discusión y conclusiones

Se ha presentado un esquema completo de corrección de endurecimiento de haz que corrige los dos artefactos más importantes que dificultan tanto la visualización como la cuantificación en radiodiagnóstico.

El método completo incluye dos algoritmos de compensación de artefactos. En primer lugar, el método de linealización para eliminar el “cupping” en objetos homogéneos, muy útil para etapas de calibración de UH (Unidades Hounsfield) en TAC ya que dicho artefacto puede dar lugar a medidas erróneas y por tanto, a errores en la cuantificación de estudios posteriores. La corrección de segundo orden también incluida, elimina las bandas oscuras entre huesos en estudios de pequeño animal. La eliminación de las líneas y bandas oscuras entre huesos mejora la calidad de las imágenes (tanto para visualización como para cuantificación), de suma importancia en investigación pre-clínica.

El método general no necesita el conocimiento del espectro emitido pero sí del cálculo empírico de dos parámetros (A y B). El valor de A influye en la cuantificación del hueso en las imágenes, siendo necesario aumentar cuando el espesor máximo atravesado es mayor. En cambio, B, altera la corrección de bandas oscuras entre los huesos y depende únicamente del voltaje de aplicación. Por tanto, para la incorporación del algoritmo en el escáner únicamente se necesita en memoria dos LUT (“Look-up table”) con los valores de A para diferentes espesores de hueso y otra con B para los diferentes voltajes de la fuente. Como línea futura se propone realizar un estudio más exhaustivo de A y B para conocer la función que los relacionaría entre ellos y con los parámetros de adquisición y hueso.

Los resultados presentados demuestran la validez del algoritmo completo en un escáner de pequeño animal. Dicha corrección ha sido incorporada al escáner multimodalidad Argus PET-CT (SEDECAL).

#### Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación (proyectos CENIT AMIT, TEC 2008-06715-C02-1, RD07/0014/2009, TRA2009 0175 y Red RECAVA) y por la Comunidad de Madrid y Fondos FEDER (programa ARTEMIS S2009DPI-1802).

#### Referencias

- [1] Barrett, J.F. and N. Keat, *Artifacts in CT: Recognition and Avoidance*. RadioGraphics, 2004. 24: p. 1679.
- [2] Brooks, R.A. and G.D. Chiro, Beam hardening in x-ray reconstruction tomography. *Phys. Med. Biol.*, 1976. 21: p. 390-8.
- [3] Herman, G.T., Correction for beam hardening in computed tomography. *Phys. Med. Biol.*, 1979. 24(1): p. 81-106.
- [4] McDavid, W.D., et al., Correction for spectral artifacts in cross-sectional reconstruction from X-rays. *Med. Phys.*, 1997. 4(1): p. 54-7.
- [5] Sukovic, P. and N.H. Clinthorne. Design of an experimental system for dual energy x-ray CT. in *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. 1999.
- [6] Fessler, J.A., et al., Maximum-likelihood dual-energy tomographic image reconstruction. *Proc. SPIE*, 2002. 4684(1): p. 38-49.
- [7] Joseph, P.M. and R.D. Spital, A Method for Correcting Bone Induced Artifacts in Computed Tomography Scanners. *J Comput Assist Tomogr*, 1978. 2: p. 100-108.
- [8] Nalcioglu, O. and R.Y. Lou, Post-reconstruction Method for Beam Hardening in Computerised Tomography. *Phys. Med. Biol.*, 1979. 24(2): p. 330-40.
- [9] Joseph, P.M. and C. Ruth, A method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine. *Med. Phys.*, 1997. 24(10): p. 1629-34.
- [10] De Man, B., et al., An Iterative Maximum-Likelihood Polychromatic Algorithm for CT. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2001. 20(10): p. 999-1008.
- [11] Elbakri, I.A. and J.A. Fessler, Statistical Image Reconstruction for Polyenergetic X-Ray Computed Tomography. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 2002. 21(2): p. 89-99.
- [12] Kachelriess, M., K. Sourbelle, and W.A. Kalender, Empirical cupping correction: A first-order raw data precorrection for cone-beam computed tomography. *Med. Phys.*, 2006. 33(5): p. 1269-1274.
- [13] Hammersberg P., M.M., Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 1998. 8: p. 75-83.
- [14] Hsieh, J., et al., An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT. *Med. Phys.*, 2000. 27(1): p. 23-29.
- [15] Vaquero, J.J., et al., Assessment of a New High-Performance Small-Animal X-Ray Tomograph. *IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE*, 2008. 55.
- [16] Abella, M., et al., Software Architecture for Multi-Bed FDK-based Reconstruction in X-ray CT Scanners. *Computer methods and programs in biomedicine*, 2011. (in press).

## Anexo C

---

### *Transferencia tecnológica*



Madrid, 29 de marzo de 2012

D. Manuel Desco Menéndez, Director del Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón certifica que las herramientas software "TAC-LC" y "TAC-PostCor" se han incorporado al producto "CT-addon" desarrollado por el laboratorio y están actualmente en periodo de evaluación. Este producto se encuentra en explotación por la empresa Sociedad Española de Electromedicina y Calidad, S. A, (en adelante SEDECAL) según el Acuerdo de Transferencia de Tecnología establecido el día 2 de enero de 2007 entre la Fundación para la Investigación Biomédica del Hospital Gregorio Marañón (en adelante FIBHGM) y la compañía SUINSA Medical Systems S.A. y la ampliación del Convenio de Investigación y Desarrollo entre SEDECAL y FIBHGM de fecha 4 de enero de 2010.

The image shows a handwritten signature in blue ink that reads 'MDs co'. Below the signature is a circular official stamp. The stamp contains the text 'COMUNIDAD DE MADRID' around the top edge, 'SERVICIO REGIONAL DE SALUD' around the bottom edge, and 'LABORATORIO DE IMAGEN MEDICA' in the center. The signature is written over the stamp.

Fdo: Manuel Desco Menéndez



## **Referencias**



## Referencias

---

- Abella, M.**, *Contributions to Image Reconstruction in High-Resolution Multimodality Systems for Preclinical Applications*, in *Unidad de Medicina y Cirugía Experimental. Hospital General Universitario Gregorio Marañón*, M. Desco and J.J. Vaquero, Editors. 2010, Universidad Politécnica de Madrid: Madrid.
- Abella, M. and J.A. Fessler**, *A new statistical image reconstruction algorithm for polyenergetic X-ray CT*. Proceedings of the 2009 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), 2009: p. 165-168.
- Abella, M., J.J. Vaquero, A. Sisniega, J. Pascau, A. Udías, V. García, I. Vidal, and M. Desco**, *Software Architecture for Multi-Bed FDK-based Reconstruction in X-ray CT Scanners*. Computer methods and programs in biomedicine, 2011. (in press).
- Alvarez, R.E. and A. Macovski**, *Energy-selective reconstruction in x-ray computerized tomography*. Phys. Med. Biol., 1976. 21(5): p. 733-44.
- Barrett, J.F. and N. Keat**, *Artifacts in CT: Recognition and Avoidance*. RadioGraphics, 2004. 24: p. 1679.
- Beutel, J., H.L. Kundel, and R.L. Van Metter**, *Handbook of Medical Imaging*. Vol. 1. 2000.
- Brooks, R.A. and G.D. Chiro**, *Beam hardening in x-ray reconstruction tomography*. Phys. Med. Biol., 1976. 21: p. 390-8.
- Crawford, C.R.**, *CT Filtration Aliasing Artifacts*. IEEE Trans. med. imaging, 1991. 10(1).
- Chatziioannou, A.F.**, *Molecular Imaging of Small Animals with Dedicated PET Tomographs*. Eur. J. Nucl. Med., 2002. 29(1): p. 98-114.
- De Man, B., J. Nuyts, P. Dupont, G. Marchal, and P. Suetens**, *An Iterative Maximum-Likelihood Polychromatic Algorithm for CT*. IEEE Trans. Med. Imaging, 2001. 20(10): p. 999-1008.
- de Molina, C., M. Abella, A. Sisniega, J.J. Vaquero, and M. Desco**, *Corrección empírica de primer y segundo orden del artefacto de endurecimiento de haz en imágenes de micro-TAC*. XXIX Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, Cáceres, 2011.
- Desco, M.**, *Técnicas avanzadas de imagen en medicina*. Medicina Experimental. Hospital General Universitario ‘G. Marañón’, 2010.
- Desco, M. and J.J. Vaquero**, *Imagen Molecular*. Profesión Veterinaria, 2009. año 16, n° 70 (Diciembre 2008-Marzo 2009): p. 68-76.
- Elbakri, I.A. and J.A. Fessler**, *Segmentation-free statistical image reconstruction for polyenergetic x-ray computed tomography with experimental validation*. Phys. Med. Biol., 2003. 48(15): p. 2453-77.
- Elbakri, I.A. and J.A. Fessler**, *Statistical Image Reconstruction for Polyenergetic X-Ray Computed Tomography*. IEEE Trans. Med. Imaging, 2002. 21(2): p. 89-99.
- Feldkamp, L.A., L.C. Davis, and J.W. Kress**, *Practical cone-beam algorithm*. J. Opt. Soc. Amer., 1984. 10(6): p. 612-619.
- Fessler, J.A., I.A. Elbakri, P. Sukovic, and N.H. Clinthorne**, *Maximum-likelihood dual-energy tomographic image reconstruction*. Proc. SPIE, 2002. 4684(1): p. 38-49.

- Fewell, T.R., R.E. Shuping, and K.R. Hawkins**, *Handbook of Computed Tomography X-Ray Spectra* 1981: U.S. Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, Food and Drug Administration, Rockville, MD,.
- Hammersberg P., M.M.**, *Correction for beam hardening artefacts in computerised tomography*. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 1998. 8: p. 75-83.
- Herman, G.T.**, *Correction for beam hardening in computed tomography*. *Phys. Med. Biol.*, 1979. 24(1): p. 81-106.
- Hsieh, J., R.C. Molthen, C.A. Dawson, and R.H. Johnson**, *An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT*. *Med. Phys.*, 2000. 27(1): p. 23-29.
- Jan, J.**, *Planar X-Ray Imaging*, in *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration Concepts and Methods*. 2006, CRC Press: Boca Raton, FL. p. 137-152.
- Joseph, P.M. and C. Ruth**, *A method for simultaneous correction of spectrum hardening artifacts in CT images containing both bone and iodine*. *Med. Phys.*, 1997. 24(10): p. 1629-34.
- Joseph, P.M. and R.D. Spital**, *A Method for Correcting Bone Induced Artifacts in Computed Tomography Scanners*. *J Comput Assist Tomogr*, 1978. 2: p. 100-108.
- Kachelriess, M., K. Sourbelle, and W.A. Kalender**, *Empirical cupping correction: A first-order raw data pre-correction for cone-beam computed tomography*. *Med. Phys.*, 2006. 33(5): p. 1269-1274.
- Kak, A.C., Slaney, Malcolm**, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, 1988.
- Kalender, W.A., D. Felsenberg, H.K. Genant, M. Fischer, J. Dequeker, and F. Reeve**, *The European Spine Phantom a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT*. *European Journal of Radiology*, 1995. 20: p. 83-92.
- Kelcz, F., P.M. Joseph, and S. Hilal**, *Noise considerations in dual energy CT scanning*. *Medical Physics*, 1979. 6: p. 418-425.
- Körner, M., C.H. Weber, S. Wirth, K. Pfeifer, M.F. Reiser, and M. Treitl**, *Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview*. *RadioGraphics*, 2007. 27: p. 675-686.
- Lewis, J.S. and S. Achilefu**, *Small Animal Imaging: Current Technology and Perspectives for Oncological Imaging*. *Eur. J. Cancer*, 2002. 38: p. 2173-88.
- McDavid, W.D., R.G. Waggener, W.H. Payne, and M.J. Denis**, *Correction for spectral artifacts in cross-sectional reconstruction from X-rays*. *Med. Phys.*, 1997. 4(1): p. 54-7.
- Menvielle, N., Y. Goussard, D. Orban, and G. Soulez**, *Reduction of beam-hardening artifacts in x-ray ct*. *IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the engineering in Medicine and Biology Society*, 2005.
- Nalcioğlu, O. and R.Y. Lou**, *Post-reconstruction Method for Beam Hardening in Computerised Tomography*. *Phys. Med. Biol.*, 1979. 24(2): p. 330-40.
- O'Sullivan, J. and J. Benac**, *Alternating Minimization Algorithms for Transmission Tomography*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2007. 26: p. 283-297.
- Pascau, J., J.J. Vaquero, M. Soto, R. Cacho, J. Sánchez, A. Santos, and M. Desco**, *Multimodality workstation for small animal image visualization and analysis*. *Molecular Imaging and Biology*, 2006. 8.

- Siewerdsen , J.H., A.M. Waese, D.J. Moseley, S. Richard, and D.A. Jaffray**, *Spektr: A computational tool for x-ray spectral analysis and imaging system optimization*. Medical Physics, 2004. 31: p. 3057-3067.
- Stonestrom, J., R.E. Alvarez, and A. Macovski**, *A framework for spectral artifact corrections in X-ray CT*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1981. 28: p. 128-141.
- Sukovic, P. and N.H. Clinthorne**. *Design of an experimental system for dual energy x-ray CT*. in *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*. 1999.
- Sun, Y., Y. Hou, F.Y. Zhao, and J.H. Hu**, *A calibration method for misaligned scanner geometry in cone-beam computed tomography*. NDT&E Int., 2006. 39(6): p. 499-513.
- Turbell, H.**, *Cone-beam Reconstruction using Filtered backprojection*, in *Department of Electrical Engineering*. 2001, Linköpings universitet: Linköping, Sweden.
- Vaquero, J.J., S.Redondo, E.Lage, M.Abella, A.Sisniega, G.Tapias, M.L.S. Montenegro, and M.Desco**, *Assessment of a New High-Performance Small-Animal X-Ray Tomograph*. IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE, 2008. 55.
- Weissleder, R.**, *Scaling down imaging: molecular mapping of cancer in mice*. Nat. Rev. Cancer, 2002. 2(1): p. 11-18.
- Yan, C.H., R.T. Whalen, G.S. Beaupré, S.Y. Yen, and S. Napel**, *Reconstruction algorithm for polychromatic CT imaging: application to beam hardening correction*. IEEE Trans. Med. Imaging, 2000. 19: p. 1-11.









## **Glosario**



## Glosario

---

- **BH:** Beam hardening
- **CASEIB:** Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica
- **CR:** Computed Radiography
- **CT:** Computed Tomography
- **DR:** Direct Radiography
- **FBP:** Filtered Backprojection
- **FDG:** fluorodesoxiglucosa
- **FDK:** Feldkamp, David y Kreis
- **FFT:** Fast Fourier Transform
- **FMT:** Fluorescence Molecular Tomography
- **HGUGM:** Hospital General Universitario Gregorio Marañón
- **IDL:** Interactivedata language
- **KeV:** Kiloeléctron-voltio
- **LUT:** Look-up Table, table de búsqueda
- **MMWK:** Multimodality workstation
- **NIST:** National Institute of Standards and Technology
- **PET:** Positron Emission Tomography
- **SEDECAL:** Sociedad Española de Electromedicina y Calidad
- **SPECT:** Single Photon Emission Computed Tomography
- **TAC:** Tomografía Axial Computarizada
- **TAC-LC:** TAC-Linear Correction
- **TASMIP:** Tungsten Anode Spectral Model Using Interpolating Polynomials
- **TAC-SIM:** TAC-Simulation



# **Presupuesto**





## **Presupuesto**

---

### **2 Ejecución Material**

- Compra de PC: Intel Core 2 Duo E8400 3,00 GHz 4,00 GB RAM..... 2.000 €
- Licencia lenguaje de programación IDL..... 300 €
- Licencia lenguaje de programación Matlab ..... 6000 €
- Alquiler de impresora láser durante 6 meses ..... 50 €
- Material de oficina..... 150 €
- Total de ejecución material ..... 8500 €

#### **1) Gastos generales**

- 16 % sobre Ejecución Material ..... 1360 €

#### **2) Beneficio Industrial**

- 6 % sobre Ejecución Material ..... 510 €

#### **3) Honorarios Proyecto**

- 1000 horas a 15 € / hora..... 15000 €

#### **4) Material fungible**

- Gastos de impresión ..... 60 €
- Encuadernación ..... 200 €

#### **5) Subtotal del presupuesto**

- Subtotal Presupuesto ..... 23760 €

#### **6) I.V.A. aplicable**

- 18% Subtotal Presupuesto..... 4276,8 €

#### **7) Total presupuesto**

- Total Presupuesto ..... 13989,6 €

Madrid, Abril de 2012  
El Ingeniero Jefe de Proyecto

Fdo.: Claudia de Molina Gómez  
Ingeniero Superior de Telecomunicación



## **Pliego de condiciones**



## **Pliego de Condiciones**

---

Este documento contiene las condiciones legales que guiarán la realización, en este proyecto, de una herramienta de simulación del fenómeno de endurecimiento de haz y dos herramientas de corrección de los artefactos producidos por este fenómeno en el escáner micro-TAC *add-on* de SEDECAL S.A. En lo que sigue, se supondrá que el proyecto ha sido encargado por una empresa cliente a una empresa consultora con la finalidad de realizar dicho sistema. Dicha empresa ha debido desarrollar una línea de investigación con objeto de elaborar el proyecto. Esta línea de investigación, junto con el posterior desarrollo de los programas está amparada por las condiciones particulares del siguiente pliego.

Supuesto que la utilización industrial de los métodos recogidos en el presente proyecto ha sido decidida por parte de la empresa cliente o de otras, la obra a realizar se regulará por las siguientes:

### **Condiciones generales**

1. La modalidad de contratación será el concurso. La adjudicación se hará, por tanto, a la proposición más favorable sin atender exclusivamente al valor económico, dependiendo de las mayores garantías ofrecidas. La empresa que somete el proyecto a concurso se reserva el derecho a declararlo desierto.

2. El montaje y mecanización completa de los equipos que intervengan será realizado totalmente por la empresa licitadora.

3. En la oferta, se hará constar el precio total por el que se compromete a realizar la obra y el tanto por ciento de baja que supone este precio en relación con un importe límite si este se hubiera fijado.

4. La obra se realizará bajo la dirección técnica de un Ingeniero Superior de Telecomunicación, auxiliado por el número de Ingenieros Técnicos y Programadores que se estime preciso para el desarrollo de la misma.

5. Aparte del Ingeniero Director, el contratista tendrá derecho a contratar al resto del personal, pudiendo ceder esta prerrogativa a favor del Ingeniero Director, quien no estará obligado a aceptarla.

6. El contratista tiene derecho a sacar copias a su costa de los planos, pliego de condiciones y presupuestos. El Ingeniero autor del proyecto autorizará con su firma las copias solicitadas por el contratista después de confrontarlas.

7. Se abonará al contratista la obra que realmente ejecute con sujeción al proyecto que sirvió de base para la contratación, a las modificaciones autorizadas por

la superioridad o a las órdenes que con arreglo a sus facultades le hayan comunicado por escrito al Ingeniero Director de obras siempre que dicha obra se haya ajustado a los preceptos de los pliegos de condiciones, con arreglo a los cuales, se harán las modificaciones y la valoración de las diversas unidades sin que el importe total pueda exceder de los presupuestos aprobados. Por consiguiente, el número de unidades que se consignan en el proyecto o en el presupuesto, no podrá servirle de fundamento para entablar reclamaciones de ninguna clase, salvo en los casos de rescisión.

8. Tanto en las certificaciones de obras como en la liquidación final, se abonarán los trabajos realizados por el contratista a los precios de ejecución material que figuran en el presupuesto para cada unidad de la obra.

9. Si excepcionalmente se hubiera ejecutado algún trabajo que no se ajustase a las condiciones de la contrata pero que sin embargo es admisible a juicio del Ingeniero Director de obras, se dará conocimiento a la Dirección, proponiendo a la vez la rebaja de precios que el Ingeniero estime justa y si la Dirección resolviera aceptar la obra, quedará el contratista obligado a conformarse con la rebaja acordada.

10. Cuando se juzgue necesario emplear materiales o ejecutar obras que no figuren en el presupuesto de la contrata, se evaluará su importe a los precios asignados a otras obras o materiales análogos si los hubiere y cuando no, se discutirán entre el Ingeniero Director y el contratista, sometiéndolos a la aprobación de la Dirección. Los nuevos precios convenidos por uno u otro procedimiento, se sujetarán siempre al establecido en el punto anterior.

11. Cuando el contratista, con autorización del Ingeniero Director de obras, emplee materiales de calidad más elevada o de mayores dimensiones de lo estipulado en el proyecto, o sustituya una clase de fabricación por otra que tenga asignado mayor precio o ejecute con mayores dimensiones cualquier otra parte de las obras, o en general, introduzca en ellas cualquier modificación que sea beneficiosa a juicio del Ingeniero Director de obras, no tendrá derecho sin embargo, sino a lo que le correspondería si hubiera realizado la obra con estricta sujeción a lo proyectado y contratado.

12. Las cantidades calculadas para obras accesorias, aunque figuren por partidaalzada en el presupuesto final (general), no serán abonadas sino a los precios de la contrata, según las condiciones de la misma y los proyectos particulares que para ellas se formen, o en su defecto, por lo que resulte de su medición final.

13. El contratista queda obligado a abonar al Ingeniero autor del proyecto y director de obras así como a los Ingenieros Técnicos, el importe de sus respectivos honorarios facultativos por formación del proyecto, dirección técnica y administración en su caso, con arreglo a las tarifas y honorarios vigentes.

14. Concluida la ejecución de la obra, será reconocida por el Ingeniero Director que a tal efecto designe la empresa.

## Corrección del artefacto de endurecimiento de haz en TAC de pequeños animales

15. La garantía definitiva será del 4% del presupuesto y la provisional del 2%.

16. La forma de pago será por certificaciones mensuales de la obra ejecutada, de acuerdo con los precios del presupuesto, deducida la baja si la hubiera.

17. La fecha de comienzo de las obras será a partir de los 15 días naturales del replanteo oficial de las mismas y la definitiva, al año de haber ejecutado la provisional, procediéndose si no existe reclamación alguna, a la reclamación de la fianza.

18. Si el contratista al efectuar el replanteo, observase algún error en el proyecto, deberá comunicarlo en el plazo de quince días al Ingeniero Director de obras, pues transcurrido ese plazo será responsable de la exactitud del proyecto.

19. El contratista está obligado a designar una persona responsable que se entenderá con el Ingeniero Director de obras, o con el delegado que éste designe, para todo relacionado con ella. Al ser el Ingeniero Director de obras el que interpreta el proyecto, el contratista deberá consultarle cualquier duda que surja en su realización.

20. Durante la realización de la obra, se girarán visitas de inspección por personal facultativo de la empresa cliente, para hacer las comprobaciones que se crean oportunas. Es obligación del contratista, la conservación de la obra ya ejecutada hasta la recepción de la misma, por lo que el deterioro parcial o total de ella, aunque sea por agentes atmosféricos u otras causas, deberá ser reparado o reconstruido por su cuenta.

21. El contratista, deberá realizar la obra en el plazo mencionado a partir de la fecha del contrato, incurriendo en multa, por retraso de la ejecución siempre que éste no sea debido a causas de fuerza mayor. A la terminación de la obra, se hará una recepción provisional previo reconocimiento y examen por la dirección técnica, el depositario de efectos, el interventor y el jefe de servicio o un representante, estampando su conformidad el contratista.

22. Hecha la recepción provisional, se certificará al contratista el resto de la obra, reservándose la administración el importe de los gastos de conservación de la misma hasta su recepción definitiva y la fianza durante el tiempo señalado como plazo de garantía. La recepción definitiva se hará en las mismas condiciones que la provisional, extendiéndose el acta correspondiente. El Director Técnico propondrá a la Junta Económica la devolución de la fianza al contratista de acuerdo con las condiciones económicas legales establecidas.

23. Las tarifas para la determinación de honorarios, reguladas por orden de la Presidencia del Gobierno el 19 de Octubre de 1961, se aplicarán sobre el denominado en la actualidad "Presupuesto de Ejecución de Contrata" y anteriormente llamado "Presupuesto de Ejecución Material" que hoy designa otro concepto.



### **Condiciones particulares**

La empresa consultora, que ha desarrollado el presente proyecto, lo entregará a la empresa cliente bajo las condiciones generales ya formuladas, debiendo añadirse las siguientes condiciones particulares:

1. La propiedad intelectual de los procesos descritos y analizados en el presente trabajo, pertenece por entero a la empresa consultora representada por el Ingeniero Director del Proyecto.
2. La empresa consultora se reserva el derecho a la utilización total o parcial de los resultados de la investigación realizada para desarrollar el siguiente proyecto, bien para su publicación o bien para su uso en trabajos o proyectos posteriores, para la misma empresa cliente o para otra.
3. Cualquier tipo de reproducción aparte de las reseñadas en las condiciones generales, bien sea para uso particular de la empresa cliente, o para cualquier otra aplicación, contará con autorización expresa y por escrito del Ingeniero Director del Proyecto, que actuará en representación de la empresa consultora.
4. En la autorización se ha de hacer constar la aplicación a que se destinan sus reproducciones así como su cantidad.
5. En todas las reproducciones se indicará su procedencia, explicitando el nombre del proyecto, nombre del Ingeniero Director y de la empresa consultora.
6. Si el proyecto pasa la etapa de desarrollo, cualquier modificación que se realice sobre él, deberá ser notificada al Ingeniero Director del Proyecto y a criterio de éste, la empresa consultora decidirá aceptar o no la modificación propuesta.
7. Si la modificación se acepta, la empresa consultora se hará responsable al mismo nivel que el proyecto inicial del que resulta el añadirla.
8. Si la modificación no es aceptada, por el contrario, la empresa consultora declinará toda responsabilidad que se derive de la aplicación o influencia de la misma.
9. Si la empresa cliente decide desarrollar industrialmente uno o varios productos en los que resulte parcial o totalmente aplicable el estudio de este proyecto, deberá comunicarlo a la empresa consultora.
10. La empresa consultora no se responsabiliza de los efectos laterales que se puedan producir en el momento en que se utilice la herramienta objeto del presente proyecto para la realización de otras aplicaciones.
11. La empresa consultora tendrá prioridad respecto a otras en la elaboración de los proyectos auxiliares que fuese necesario desarrollar para dicha aplicación

industrial, siempre que no haga explícita renuncia a este hecho. En este caso, deberá autorizar expresamente los proyectos presentados por otros.

12. El Ingeniero Director del presente proyecto, será el responsable de la dirección de la aplicación industrial siempre que la empresa consultora lo estime oportuno. En caso contrario, la persona designada deberá contar con la autorización del mismo, quien delegará en él las responsabilidades que ostente.

