

## **TITULO**

APORTACIONES DEL TRATAMIENTO DE IMÁGENES A LA  
DOSIMETRÍA EN RADIOTERAPIA

## **AUTOR**

SERGIO DÍEZ DOMINGO

## **ENTIDAD**

UNIVERSIDAD DE VALENCIA. FACULTAT DE FÍSICA  
DEPARTAMENT D'OPTICA

## **TITULO**

APORTACIONES DEL TRATAMIENTO DE IMÁGENES A LA  
DOSIMETRÍA EN RADIOTERAPIA

## **AUTOR**

SERGIO DÍEZ DOMINGO

## **ENTIDAD**

UNIVERSIDAD DE VALENCIA. FACULTAT DE FÍSICA  
DEPARTAMENT D'OPTICA

VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

**Facultat de Física**

**Departament d'Òptica**



**Aportaciones del tratamiento de  
imágenes a la dosimetría en  
Radioterapia.**

**Libro 1**

Memoria presentada por

**Sergio Díez Domingo**

Para optar al grado de Doctor en Física

JUNIO 2001

*A M<sup>a</sup> del Mar*  
*A Irene y Luis*  
*A mis padres, Luis y Pilar*



# AGRADECIMIENTOS

Sirvan estas líneas como reconocimiento a todas aquellas personas que me han ayudado y apoyado antes y durante la realización de esta Tesis.

A Javier García, antes amigo que Director, por sus enseñanzas, fructíferas conversaciones, y esos miles de horas de risas y bytes.

A Carlos Ferreira por su acogida y por enseñarme un talante de ver la vida.

A Gregorio Hernández por enseñarme una profesión.

Por supuesto a Agustín Santos, por su compañerismo, amistad y denodado apoyo durante estos años. Mi agradecimiento también a los compañeros de Radiofísica y Radoterapia por su comprensión y aguante.

De mi añorada época de estudiante, quiero agradecerle a D. Vicente Such su apoyo y confianza, sin la cual hoy no estaría escribiendo estas líneas. A D. Joaquín Meliá, que me introdujo en el tratamiento digital de imágenes hasta convertirlo en una pasión ...irreversible.

A mis padres, Luis y Pilar, que siempre me han ayudado y apoyado en tantas decisiones difíciles en mi vida. Ojalá pudiera yo comprender, educar y cuidar a mis hijos como ellos lo han hecho conmigo. A mis hermanos Luis Vicente y Javier, Quiti y Ana, que siempre están a mi lado.

Y cómo no, a mi querida M<sup>a</sup> del Mar, amiga, esposa, madre.. (Ya sé. Suen a tópico, ¡pero es tan cierto!). También a quien da sentido a mi vida, por encima de trabajos e investigaciones, que son mis hijos Irene y Luis.

A los amigos que casi abandono en esta tarea... M<sup>a</sup> Jesús, Tono, Cristina, Antonio, Vicky, Alex, M<sup>a</sup> José....

¡Ah! ¡Se me olvidaba Entropía!. Gracias por quererme sin pedir nada a cambio.

Infinitas gracias a todos.

# ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	1
<b>CAPÍTULO 1: FUNDAMENTOS DE LA RADIOTERAPIA.</b>	
1.1 Introducción.....	5
1.2 Física de haces de radiaciones .....	7
1.2.1 Curvas de rendimiento en profundidad.....	8
1.2.2 Perfiles de haz .....	10
1.2.3 Curvas de isodosis .....	12
1.2.3.1 Modificación por oblicuidad .....	13
1.2.3.2 Modificación por heterogeneidad.....	14
1.3 Cálculo de distribuciones de dosis .....	15
1.4 Descripción del proceso de Radioterapia.....	19
1.5 La planificación del tratamiento .....	22
1.6 El cálculo de la dosis en pacientes.....	28
1.6.1 Técnicas avanzadas de simulación virtual .....	30
1.6.1.1 Herramientas de definición y posicionado de haces .....	30
1.6.1.2 Herramientas de visualización .....	31
1.6.1.3 Herramientas de optimización del calculo .....	34

## **CAPÍTULO 2: DESARROLLO DE UN SISTEMA DE TRATAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES ESPECÍFICO: ATW IMAGE.**

2.1 Introducción .....	37
2.2 Imágenes de uso científico .....	39
2.3 Arquitectura del Software ATW Image .....	42
2.4 El estándar DICOM.....	48
2.4.1 Estructuras de datos DICOM.....	48
2.4.2 Servicios de red DICOM.....	49
2.4.3 Intercambio de medios de almacenamiento .....	50
2.5 Implementación de DICOM en ATW image.....	51
2.6 Aplicaciones de videodensitometría .....	52

## **CAPÍTULO 3: EL SIMULADOR-TC DE RADIOTERAPIA.**

3.1 Obtención de imágenes de planificación .....	55
3.2 El simulador convencional de radioterapia.....	64
3.3 El simulador-TC .....	67
3.3.1 Geometría del simulador-TC.....	68
3.3.2 Tamaño del campo de reconstrucción y del píxel .....	75
3.3.3 Anchura de corte .....	76
3.3.4 Ruido y contraste.....	77
3.3.5 Resolución espacial .....	82
3.4 El intensificador de imagen como detector en tomografía .....	86
3.4.1 Corrección de la imagen por efecto del campo magnético .....	90
3.4.2 Corrección de la curvatura de la pantalla primaria del intensificador .....	92

## **CAPÍTULO 4: MEJORA DE LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES EN EL SIMULADOR-TC.**

4.1 El simulador TC vs TC diagnóstico. Efecto del túnel físico insuficiente -	96
4.2 Círculo de reconstrucción insuficiente. Reconstrucción con cortes parciales.....	112
4.2.1 Cálculo de la distancia de desplazamiento.....	114
4.2.2 Desplazamiento digital de los cortes parciales.....	116

---

4.2.3 Fusión de las imágenes desplazadas digitalmente -----	118
4.3 Evaluación de volúmenes a partir de un pequeño número de cortes ---	127

**CAPÍTULO 5: DISEÑO DE UN SISTEMA DE RECONSTRUCCIÓN  
TOMOGRÁFICA PARA SIMULADORES DE  
RADIOTERAPIA.**

5.1 La reconstrucción tomográfica-----	140
5.2 Hardware y software de desarrollo -----	146
5.3 Arquitectura del sistema-----	148
5.4 Adquisición de datos -----	148
5.5 Reconstrucción de la imagen -----	151
5.5.1 Corrección de isocentro y geométrica -----	152
5.5.2 Corrección de campo magnético, de respuesta del intensificador y del filtro en cuña-----	154
5.6 Efectos de las distintas correcciones -----	159
5.6.1 Efecto de la corrección de isocentro -----	159
5.6.2 Efecto de la corrección geométrica-----	160
5.6.3 Efecto de la corrección de respuesta no uniforme del intensificador y de la corrección de cuña-----	162
5.6.4 Efecto de la corrección del campo magnético-----	163
5.6.5 Efecto del número de coeficientes del filtro de reconstrucción ---	165
5.7 Calidad de imagen. Prestaciones-----	166
5.7.1 Resolución espacial -----	168
5.7.1.1 MTF sin ventana de Hamming -----	169
5.7.1.2 MTF con ventana de Hamming -----	170
5.7.2 Resolución en contraste-----	171
5.8 Aplicación clínica-----	172

**CAPÍTULO 6: ANÁLISIS Y VALORACIÓN DE MOVIMIENTOS  
FISIOLÓGICOS EN LOS TRATAMIENTOS DE  
RADIOTERAPIA.**

6.1 Introducción-----	175
6.2 Adquisición de secuencias en movimiento-----	182
6.3 Herramientas de análisis de las secuencias-----	183

6.4 Aplicación en movimientos fisiológicos-----	194
6.4.1 Determinación de la frecuencia y amplitud del movimiento respiratorio-----	197
6.4.2 Extracción de imágenes para su uso clínico-----	200
6.5 Consideraciones sobre la digitalización de las secuencias-----	203
6.5.1 Número de imágenes de la secuencia -----	203
6.5.2 Resolución espacial -----	203
6.5.3 Profundidad de digitalización -----	203
6.5.4 Frecuencia de muestreo-----	204
6.6 Aplicación clínica-----	206

## **CAPÍTULO 7: ANÁLISIS Y COMPARACIÓN DE IMÁGENES DE VERIFICACIÓN.**

7.1 Introducción-----	217
7.2 Comparación entre imágenes -----	223
7.2.1 Métodos cualitativos-----	223
7.2.2 Métodos cuantitativos-----	224
7.3 Comparación entre imágenes de simulación y verificación-----	225
7.3.1 Corrección de deformaciones geométricas lineales -----	226
7.3.2 Corrección de deformaciones geométricas no lineales -----	227
7.3.2.1 Aplicación a la corrección de la deformación del intensificador de imagen-----	236
7.3.2.2 Aplicación a la fusión de imágenes-----	244
7.3.3 Aplicación clínica-----	245
7.4 Comparación entre sucesivas imágenes de verificación -----	248

## **CONCLUSIONES ----- 261**

## **APÉNDICE I. ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSIS 3D EN DOSIGRAY**

I.1 Cálculo de la contribución de la radiación primaria. -----	I-2
I.2 Cálculo de la dosis difusa. -----	I-3
I.2.1 Descomposición Simple. -----	I-4
I.2.2 Descomposición Doble. -----	I-5

I.2.3 Descomposición Triple.-----	I-6
I. 3 Perfil del haz.-----	I-7
I.4 Corrección por oblicuidad.-----	I-7
I.5 Modelización de las heterogeneidades.-----	I-8
I.5.1 Algoritmo 2D.-----	I-8
I.5.2 Algoritmo 3D.-----	I-9

## **APÉNDICE II. ALGORITMOS DE RECONSTRUCCIÓN TOMOGRÁFICA**

II.1 Introducción.-----	II-1
II.1.1 Las proyecciones.-----	II-1
II.2 Generación de las proyecciones en tomografía.-----	II-3
II.3 El <i>Central Slice Theorem</i> .-----	II-5
II.4 El algoritmo <i>filtered backprojection</i> para datos paralelos.-----	II-6
II.5 Reconstrucción a partir de proyecciones en abanico.-----	II-11
II.5.1 Caso de detectores equiespaciados sobre una línea.-----	II-11
II.5.2 Ejemplo de demostración.-----	II-20

## **APÉNDICE III. ACRÓNIMOS----- III-1**

## **BIBLIOGRAFÍA----- B1**



# INTRODUCCIÓN.

En la radioterapia moderna prácticamente toda la información anatómica del paciente que va a ser sometido a un tratamiento se obtiene a partir de múltiples imágenes digitales que proceden de diversos equipos generadores de imagen (radiógrafos digitales, tomógrafos, equipos de resonancia magnética etc.). Las cada vez más sofisticadas propuestas de tratamiento están condenadas al fracaso si la información anatómica inicial del paciente es insuficiente o incorrecta.

Asimismo, la importancia de la verificación del tratamiento no debe ser ignorada. Es inconcebible destinar una amplia gama de recursos técnicos y humanos para un diseñar un tratamiento exquisito y no tomar posteriormente la precaución de validar dicho cálculo sobre el paciente. Este control de calidad se realiza exclusivamente mediante imágenes que deben ser analizadas objetivamente.

Se hace pues patente la necesidad de disponer de sistemas de análisis y tratamiento digital de imágenes con funciones *ad-hoc* para esta especialidad ya que de la calidad de estas imágenes depende en buen grado el éxito de un tratamiento de cáncer.

A lo largo de esta memoria se expondrán los procedimientos desarrollados y aplicados para resolver diversos problemas clínicos que han ido surgiendo en el Servicio de Radioterapia del Hospital Clínico Universitario de Valencia.



Como objetivo principal de esta Tesis se plantea la aportación del procesado de imágenes a todas las etapas del proceso de radioterapia en las que su uso contribuye a mejorar el tratamiento de los pacientes.

En un primer capítulo se desarrollan los fundamentos de la física de los haces de radiación de uso terapéutico, junto con una descripción del proceso completo de la radioterapia. Con él se pretende introducir una terminología que no es excesivamente conocida fuera del ámbito de la Radiofísica, pero que resulta imprescindible para comprender adecuadamente los motivos que han provocado el planteamiento de los procesados de imagen que se muestran en esta memoria. Asimismo, el resultado de los distintos procesados de imagen tienen unas interesantes repercusiones dosimétricas que deben ser evaluadas con herramientas de Radiofísica como las que se introducen en este capítulo. Los conceptos relativos al tratamiento de imágenes que se utilizan en esta memoria se introducen a medida que son necesarios. En definitiva, en este capítulo se establece un lenguaje base para una Tesis de tratamiento de imágenes aplicado a la Radiofísica y Radioterapia a presentar en el programa de doctorado de Óptica.

Los distintos procesados de imagen que se realizados han supuesto la programación de una gran cantidad de software de tratamiento digital de imágenes, tanto de ámbito general como específico para las imágenes de uso médico. El desarrollo de software se ha agrupado en una aplicación global de tratamiento digital de imágenes que se introduce en el capítulo 2 y se desarrolla extensamente en el Libro 2 de esta Tesis.

En el capítulo 3 se procede a un análisis detallado del simulador de radioterapia, que es principal dispositivo generador de imágenes que se utilizará en esta memoria. Este equipo es capaz de producir reconstrucciones tomográficas del paciente, por lo que se evalúan sus prestaciones como tomógrafo adaptado a las necesidades de radioterapia. Los conceptos descritos serán de utilidad en los siguientes capítulos.

Como cualquier generador de imagen, el simulador de radioterapia tiene ventajas y limitaciones en comparación con sistemas homólogos. En el capítulo 4 se exponen estas ventajas desde un punto de vista dosimétrico, estableciendo criterios de cálculo de distribución de dosis a pacientes que sólo son posibles utilizando imágenes obtenidas con un simulador. Se describen determinadas limitaciones del sistema y se proponen técnicas basadas en tratamiento digital de las imágenes para minimizarlas o eliminarlas. El resultado de estos procesados tiene interesantes repercusiones dosimétricas, que se discuten este capítulo.

Como consecuencia directa de los distintos análisis de calidad de las imágenes del Simulador expuestas en el capítulo 3 y de las mejoras de imágenes propuestas en el capítulo 4, se procedió al desarrollo de un nuevo sistema de reconstrucción tomográfica de imágenes acoplable a un simulador de radioterapia que pudiera compendiar los resultados de las investigaciones realizadas hasta el momento. El capítulo 5 describe el diseño y realización práctica de este prototipo de reconstrucción tomográfica. Se estudian los fundamentos teóricos de la reconstrucción de imágenes bidimensionales a partir de proyecciones y se desarrolla la implementación del algoritmo de reconstrucción en un hardware estándar. Por último se evalúan las prestaciones del prototipo como sistema de generación de imágenes para radioterapia.

Una de las ventajas del Simulador frente a otros sistemas de imagen utilizados en radioterapia es la posibilidad de adquirir imágenes secuenciadas del paciente en tiempo real, permitiendo la visualización del movimiento de los órganos internos relativos al campo de irradiación. En el capítulo 6 se exponen las repercusiones reales de estos movimientos en los tratamientos de radioterapia. Se propone y realiza un sistema automático de detección y evaluación de los movimientos de órganos que permite generar imágenes que resumen el movimiento fisiológico del paciente. Estas imágenes se utilizan posteriormente en el planificador para el cálculo dosimétrico del paciente teniendo en cuenta de forma precisa dichos movimientos. El beneficio de este procesado se muestra a través de aplicaciones clínicas.

---

Por último, en el capítulo 7, se introducen sistemas de comparación de imágenes de verificación de tratamiento, como método de evaluación objetiva de la fidelidad del mismo. Para la comparación entre las imágenes de planificación del tratamiento y de verificación se propone y desarrolla un sistema interactivo de corrección geométrica y fusión de las imágenes. Para las sucesivas imágenes de verificación obtenidas durante el tratamiento, se propone un método automático de comparación y detección de variaciones espaciales basado en el análisis frecuencial de las imágenes.

Los procedimientos desarrollados y descritos en esta Tesis están siendo utilizados actualmente como parte de la rutina clínica diaria del Servicio de Radioterapia del Hospital Clínico Universitario de Valencia.

# CAPÍTULO 1.

## Fundamentos de la Radioterapia.

### 1.1 Introducción.

Tras el descubrimiento de los Rayos X por Roentgen en 1895, se pudo comprobar que este tipo de radiación producía efectos biológicos, y pronto se pensó en sus posibles aplicaciones curativas. A lo largo de todo el siglo XX, se ha desarrollado el uso terapéutico de las radiaciones ionizantes (Radioterapia), promoviendo un importante desarrollo en la física de las radiaciones en el rango de energías terapéuticas y avances tecnológicos en cuanto a generadores de radiación y sistemas informáticos de cálculo.

La Radioterapia tiene como finalidad el tratamiento curativo o paliativo del cáncer por medio de radiaciones ionizantes. Existen dos mecanismos por los que la radiación destruye células vivas:

- La radiación es capaz de ionizar el medio que atraviesa (en el rango de energías de terapia, entre unas centenas de KeV hasta varias decenas de MeV se producen mayoritariamente interacciones Compton). Los átomos ionizados ven modificadas sus propiedades químicas (radicales libres) lo que conlleva lógicamente a modificaciones en la composición química del medio y por tanto se producen una serie de reacciones químicas que afectan el funcionamiento de las células.
- El otro medio de destrucción consiste en la fragmentación de las cadenas

de ADN celular por impacto directo de los fotones sobre ellas. En este caso, las células más sensibles a la destrucción son las que están experimentando gran actividad nucleica, es decir, que están en plena mitosis o división celular, que es el caso de las células tumorales, frente a las células sanas que están estables.

Con la Radioterapia se pretende un control local de la enfermedad, pero teniendo en cuenta que la radiación también es perjudicial, por lo que se intenta hacer un balance entre sus propiedades curativas y destructoras. La dosis<sup>1</sup> que se puede suministrar a un volumen tumoral está limitada por la dosis que, inevitablemente, recibe el tejido sano circundante. Una dosis excesiva puede provocar importantes efectos secundarios, lo que sería una consecuencia inaceptable del tratamiento.

La relación entre la dosis suministrada al tumor y la respuesta del tejido se modeliza en curvas como la mostrada en la figura 1.1. Se representa la probabilidad de que ocurra un efecto determinado en función de la dosis suministrada. La curva A representa la probabilidad de que se produzca un control local de la enfermedad, mientras que la curva B representa la probabilidad de que ocurran complicaciones en el tejido sano.

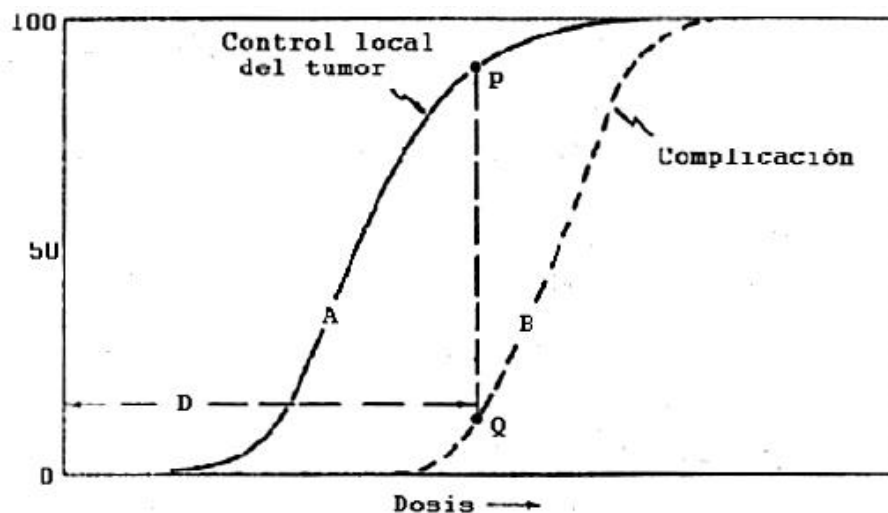


Figura 1.1. Curva Dosis-Supervivencia.

<sup>1</sup> La dosis suministrada por un haz de radiación corresponde a la energía impartida al medio por unidad de masa. La unidad en el Sistema Internacional es el Gray.  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$ . La dosis se expresa frecuentemente en su submúltiplo cGy (centiGray).

En esta gráfica, para una dosis dada ( $D$ ), se obtendrá una probabilidad  $P$  de control de la enfermedad, junto con una probabilidad  $Q$  de que se presenten complicaciones en el tejido sano. Un tratamiento de radioterapia se basa, pues, en un compromiso entre estas dos probabilidades. A partir de la forma de estas curvas, es fácil comprobar que una pequeña variación en la dosis pautaada provoca una variación considerable en las probabilidades de respuesta y complicación. Aunque se dispone de poca información cuantitativa sobre estas curvas [Cunningham-1989], a partir de datos obtenidos en animales se pueden obtener interesantes conclusiones. Así, la pendiente de las curvas es tal que una variación de  $\pm 5\%$  en la dosis puede producir variaciones de  $\pm 10\%$  en la probabilidad de control tumoral o en la tasa de complicaciones. Esta variación es grande cuando hablamos de supervivencia humana, y por este motivo, la ICRU [ICRU-1976] recomendó como razonable un error máximo del 5% en el proceso de Radioterapia.

Como se explicará más adelante, el proceso completo de un tratamiento de Radioterapia es complejo y en él intervienen multitud de equipos electromecánicos y humanos multidisciplinares. En cada etapa del proceso radioterápico se produce de forma inevitable un porcentaje error, que es acumulativo. Por tanto, cada paso debe ser meticulosamente considerado y su error debe ser considerablemente menor del 5%.

## **1.2 Física de haces de radiaciones.**

Los haces de radiación de uso terapéutico se generan en dos tipos de máquinas bien diferenciadas:

- Unidades de Cobalto. Generan fotones de 1.2 MeV a partir de una fuente radiactiva natural de  $^{60}\text{Co}$ .
- Aceleradores lineales de electrones. Generan haces de electrones de alta energía (típicamente entre 4 MeV y 25 MeV) y haces de

fotones de hasta 20 MeV a partir de haces de electrones por *Brems* ).

Disponemos pues de dos tipos de radiación (electrones y fotones) que disponibles para cada tipo. La irradiación con electrones se utiliza para el s superficiales, mientras que los fotones se usan para el poder de penetración en el medio.

Los haces de radiación han ser modelizados matemática y zar los cálculos dosimétricos que permitan medidas experimentales se obtienen datos que nos permiten conocer cómo se adiación en, al

grupos de curvas: Rendimientos en profundidad, Perfiles y Curvas de Isodosis

### 1.2.1 Curvas de rendimiento en profundidad:

La representación gráfica de la dosis medida en función de la profundidad de medida se conoce como *curva de rendimiento en profundidad* y representan la forma en que la radiación se atenúa a medida que penetra en un medio.

El rendimiento en profundidad de un haz depende de varios factores, tales como:

- La energía del haz,
- La distancia entre el foco generador de radiación y la superficie

---

<sup>2</sup> La energía de los haces de fotones generados por un acelerador se expresa en términos del potencial acelerador (MV) y no de la energía de los fotones (MeV), ya que el espectro de energías de los fotones generados por *bremsstrahlung* es relativamente amplio.

<sup>3</sup> Existe la posibilidad de irradiar con haces de rayos X de varios cientos de KV, aunque esta técnica está siendo sustituida por los haces de electrones.

irradiada,

- El tamaño del campo rectangular.

Para construir estas gráficas, el valor de la dosis medido a cada profundidad se normaliza respecto al máximo valor medido, por lo que también es habitual conocer estas curvas como *porcentaje de dosis en profundidad*. En la figura 1.2 se ha representado curvas típicas de haces de fotones de uso clínico. De este tipo de curva cabe destacar la zona inicial (o zona de *build up*), en la que la dosis aumenta debido a la generación de radiación secundaria hasta alcanzar un máximo a una profundidad que depende de la energía del haz. Por ejemplo, para un haz de cobalto la dosis máxima se obtiene a 0.5 cm de profundidad, para 6 MV a 1.8 cm y para 18 MV a 3.2 cm. La relación entre el porcentaje de dosis a 20 y a 10 cm de profundidad proporciona una indicación de la energía del haz.

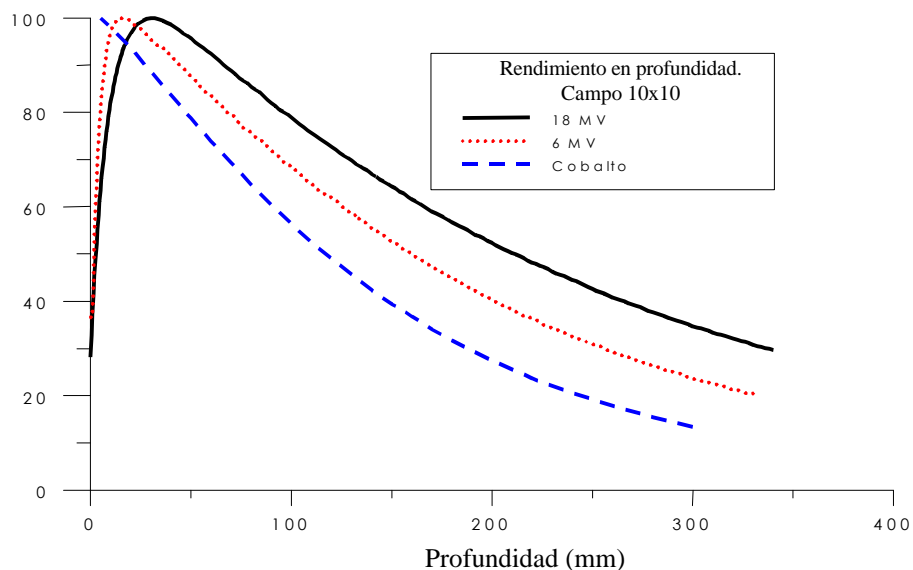


Figura 1.2. Rendimiento en profundidad de haces de fotones de distintas energías.

Históricamente se han buscado expresiones analíticas que ajusten este comportamiento de la radiación, pero con poco éxito, por lo que habitualmente se opta a modelizarlas mediante expresiones semiempíricas. Una de las expresiones más empleadas es la propuesta por Pfalzner<sup>4</sup> en 1959 [Wood-

<sup>4</sup> Este modelo, con algunas modificaciones, aún es utilizado por algunos sistemas para el cálculo de los rendimientos en profundidad de haces de <sup>60</sup>Co.



1974]:

$$P(z, A, f) = \frac{k(z)}{k(t)} \left( \frac{A}{f^2} \right)^{m(z)-m(t)} \frac{(f+t)^{2-2m(t)}}{(f+z)^{2-2m(z)}}, \quad \text{Ec. 1.1}$$

donde

$z$  es la profundidad de cálculo,

$A$  es el área del campo de irradiación,

$f$  es la distancia entre la fuente de irradiación y el medio irradiado,

$t$  es la profundidad de normalización de la curva (profundidad del máximo),

$K$  y  $m$  son dos funciones empíricas que para haces de  $^{60}\text{Co}$  son de la forma:

$$K(z) = 1.00778 - 0.063527z + 0.0014216z^2 - 0.00001z^3$$

$$m(z) = 0.0113 + 0.0070903z - 0.0000593z^2$$

y son válidas para  $16\text{cm}^2 \leq A \leq 400\text{cm}^2$  y  $0.5\text{cm} \leq z \leq 20\text{cm}$

La solución más sencilla y habitual es utilizar datos de rendimiento en profundidad tabulados. A partir de aquí, denominaremos el rendimiento en profundidad para una energía  $E$  a la función  $P_E(z, A, f)$  siendo  $f$  la distancia foco superficie,  $A=W \times L$  el tamaño de campo de anchura  $W$  y longitud  $L$  y  $z$  la profundidad de cálculo.

### 1.2.2 Perfiles de haz.

Son curvas que tienen en consideración la variación espacial del haz. Se utilizan para conocer cómo se distribuye la dosis en sentido perpendicular al haz. De estos perfiles se obtiene información sobre la simetría y homogeneidad del haz. Resulta especialmente interesante la zona extrema del haz, conocida como "penumbra", de la cual es imprescindible conocer su anchura, ya que una penumbra ancha (como es el caso del cobalto) limita la dimensión útil del haz, haciéndolo más pequeño que su dimensión nominal.

La figura 1.3 muestra un perfil de un haz de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  de fotones 6 MV y otro de 18 MV. La penumbra se define como la distancia entre la posición del 80% y del 20% del valor respecto al eje del haz (marcados en la figura para el

haz de 6MV). La anchura de la penumbra es menor en el caso del haz de alta energía, permitiendo una mejor definición del área irradiada.

Este tipo de curva tampoco admite expresión analítica sencilla [Wood-1974; ICRU-1987]. Su modelización numérica se realiza por medio de valores tabulados y normalizados al valor de dosis en el eje del haz [Viitanen-1989]. Estos valores se denominan Factores Fuera de Eje u OAR<sup>5</sup>

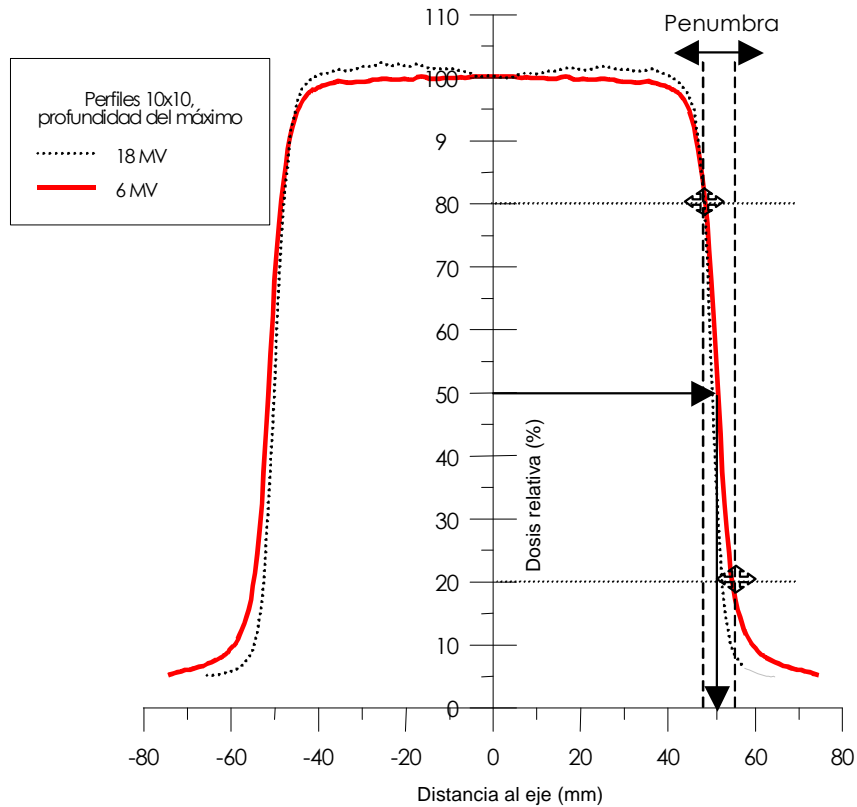


Figura 1.3. Perfil de un haz de 18 MV

Los OAR dependen, además de la distancia del punto respecto al eje, de la distancia entre la fuente de radiación y la superficie irradiada SSD<sup>6</sup>, del tamaño de campo y la profundidad. La distancia al eje se suele expresar en términos de coordenadas reducidas o razón entre la distancia al eje y el tamaño de campo.

En general, la dosis impartida por un haz de energía  $E$ , de tamaño  $S$ , a

<sup>5</sup> Del inglés *Off Axis Ratio*

<sup>6</sup> Del inglés *Source Skin Distance*. Literalmente, distancia fuente piel

una  $SSD$  determinada, a una profundidad  $P$ , en un punto  $x$  cualquiera, viene dada por:

$$D_{P,X} = P_E(P, S, SSD) \cdot OAR(SSD, P, \frac{x}{S}) \quad \text{Ec. 1.2}$$

### 1.2.3 Curvas de isodosis.

La combinación los dos tipos de curvas anteriormente descritas proporciona una modelización bidimensional del haz (Figura 1.4).

Cada una de las curvas representa un nivel de isodosis que engloba puntos del espacio que reciben una cantidad igual o superior de dosis a la indicada por la curva (es el equivalente a los niveles topográficos utilizados en geografía o a los mapas de isobaras en meteorología). Este tipo de representación permite en última instancia modelizar la distribución de dosis en el interior de un paciente cuando resulta irradiado, proceso que se conoce con el nombre de *planimetría*.

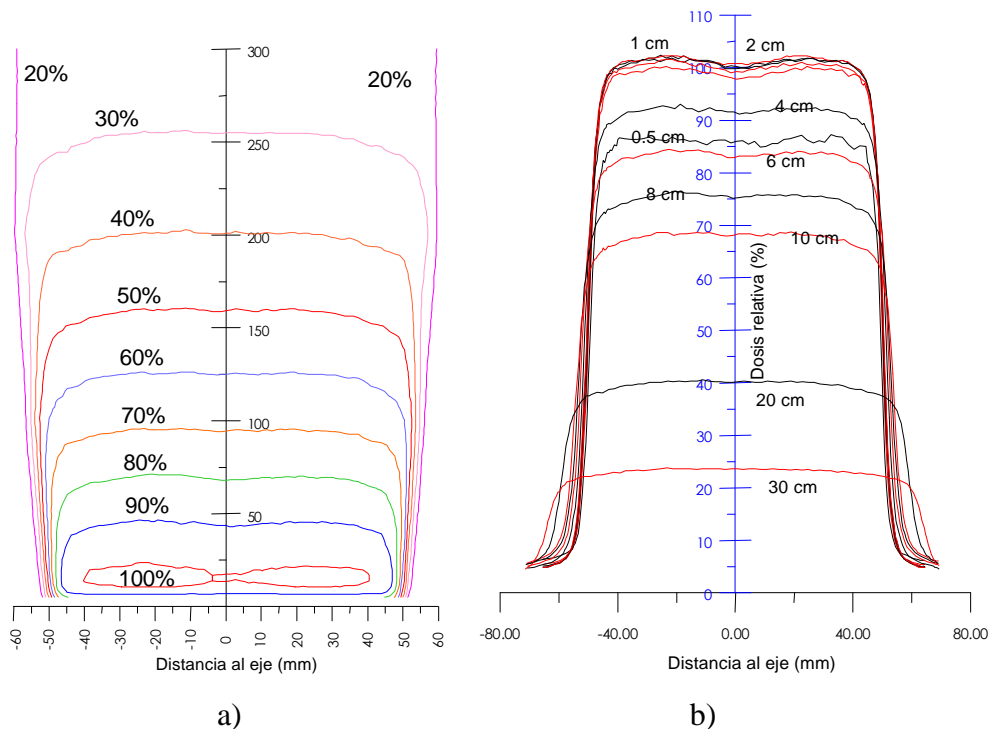


Figura 1.4. (a) Curvas de isodosis obtenidas a partir de perfiles (b) a distinta profundidad.

Existen diversos factores por los que se altera la forma de las curvas de isodosis y por tanto la distribución de dosis final en un tratamiento de

radioterapia:

### 1.2.3.1 Modificación por oblicuidad.

Cuando un haz de radiación penetra en un medio a través de una superficie inclinada, se produce una deformación de la distribución de dosis, ya que las curvas de isodosis tienden a adaptarse a la forma de la superficie (figura 1.5)

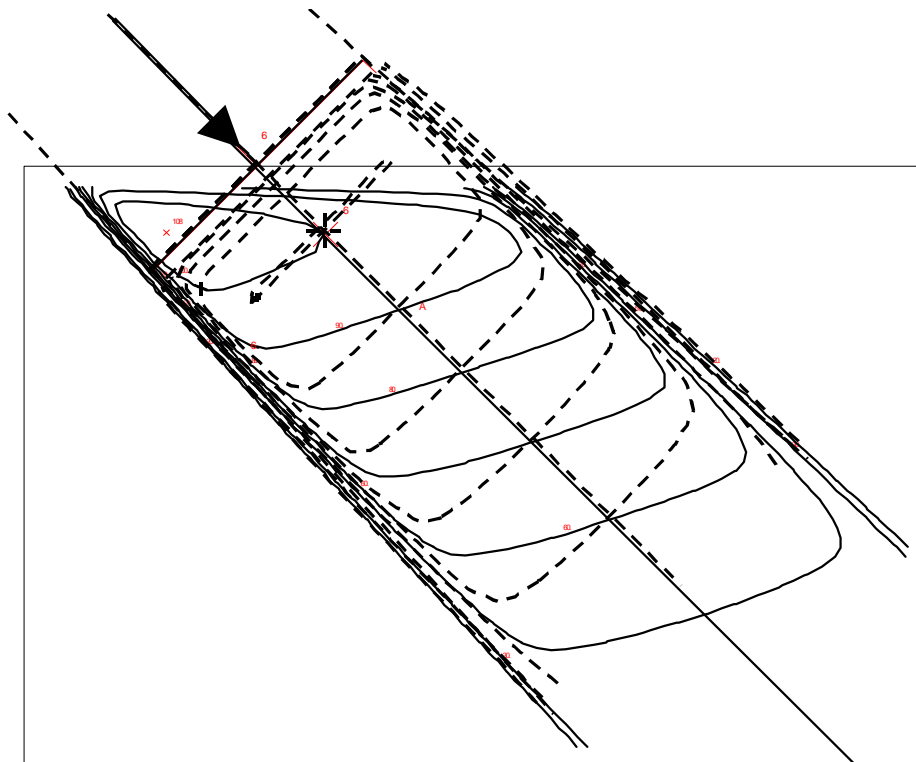


Figura 1.5. Modificación por oblicuidad en un haz de fotones de 18 MV. Las curvas de isodosis modificadas por la incidencia oblicua del haz (sólidas) se muestran junto con las curvas como si no hubieran sufrido variación (punteadas) para evaluar la importancia de la corrección.

Esta modificación disminuye al aumentar la energía, pero tal y como se ilustra en la figura 1.5 (en la que se ha representado una energía alta) no es despreciable en ningún caso. Este importante comportamiento nos lleva a la inmediata conclusión de que *la topografía del paciente debe determinarse con total exactitud.*

### 1.2.3.2 Modificación por heterogeneidad.

Cuando un haz de radiación atraviesa un medio heterogéneo (y el cuerpo humano indudablemente lo es) experimenta alteraciones en su distribución. Efectivamente, al atravesar zonas de distinta densidad se producen dos efectos: por una parte una falta local de equilibrio electrónico y por otra una ausencia (o aumento) de interacciones que provocan un aumento o disminución de dosis a la salida de la heterogeneidad. Este efecto es considerable en el caso de densidades menores de  $1 \text{ g/cm}^3$ , como por ejemplo pulmones o vías aéreas, y queda ilustrado en la figura 1.6.

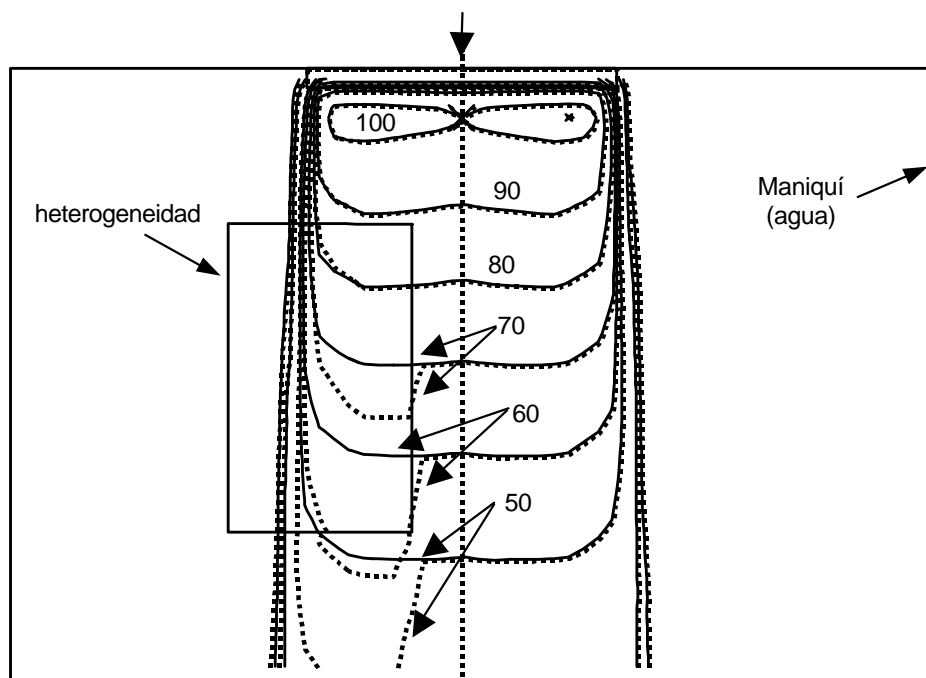


Figura 1.6. Modificación de curvas de isodosis debido a heterogeneidad.

En esta ilustración se ha calculado un haz de fotones de 6 MV incidiendo sobre un maniquí rectangular en el que se ha insertado una zona de densidad similar a la de pulmón ( $0.3 \text{ g/cm}^3$ ). Puede observarse la modificación de dosis introducida por dicha estructura. Se han superpuesto curvas de isodosis calculadas como si no existiese dicha heterogeneidad (líneas sólidas) y calculadas teniendo en cuenta su existencia (líneas punteadas). Las curvas de isodosis sufren un desplazamiento progresivo a medida que se atraviesa la zona de baja densidad. La curva del 70% sufre un ligero adelantamiento,

mientras que la curva del 60% alcanza la profundidad de la curva del 50%. Esto supone un aumento de dosis de un 10% en comparación con la dosis que hubiera llegado a ese punto de no existir la heterogeneidad.

Estos dos efectos se introducen en el cálculo de la dosis como una corrección a la profundidad del punto de cálculo, dependiendo del algoritmo de cálculo utilizado.

### 1.3 Cálculo de distribuciones de dosis.

La dosis impartida en un medio biológico es acumulativa (siempre que no se supere un intervalo de tiempo superior al tiempo de reparación celular entre la administración de dos haces consecutivos). Esta propiedad se utiliza para realizar irradiaciones por combinación (suma) de varios haces emitidos desde distinta angulación y con un único punto de intersección. De esta forma, el volumen englobado en la intersección de múltiples haces recibe una dosis homogénea considerablemente mayor que fuera de ella, permitiendo salvar tejido sano.

Supongamos que intentamos irradiar la zona central de un maniquí esférico. En una primera aproximación, irradiamos con un solo haz de fotones de 6MV. Sea cual sea la orientación de dicho haz se genera una distribución heterogénea de la dosis (figura 1.7).

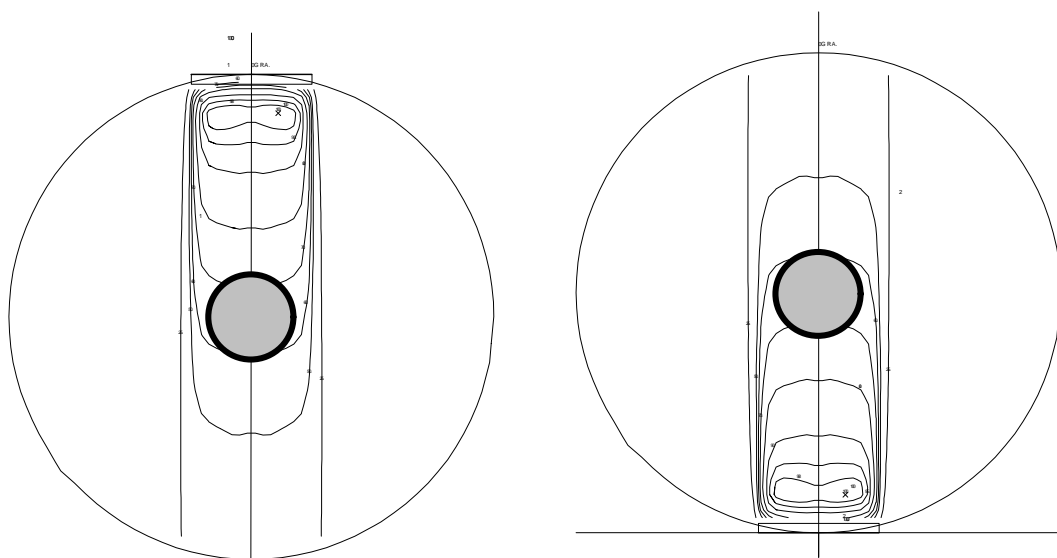


Figura 1.7. Irradiación de un maniquí con un solo haz. Cualquiera que sea su orientación, genera una distribución heterogénea.

La propiedad aditiva de la dosis impartida hace que la distribución resultante de la combinación de dos haces sea más homogénea (figura 1.8).

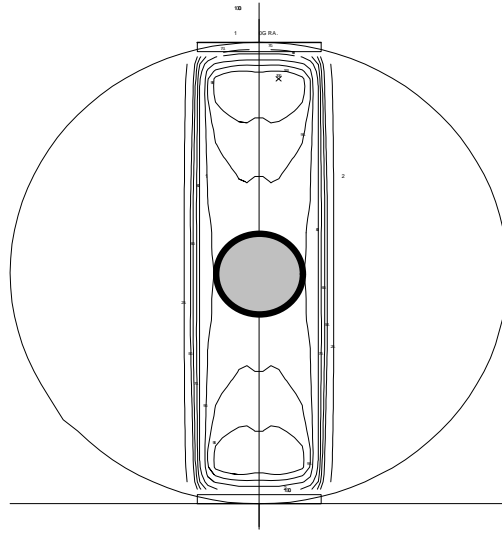


Figura 1.8. Irradiación de un maniquí con dos haces opuestos.

No obstante, esta distribución tiende a irradiar en exceso el tejido sano circundante (reciben más dosis las zonas cercanas a las entradas de los haces que el centro del maniquí), por lo que es habitual recurrir a soluciones con más de dos haces (figuras 1.9 y 1.10):

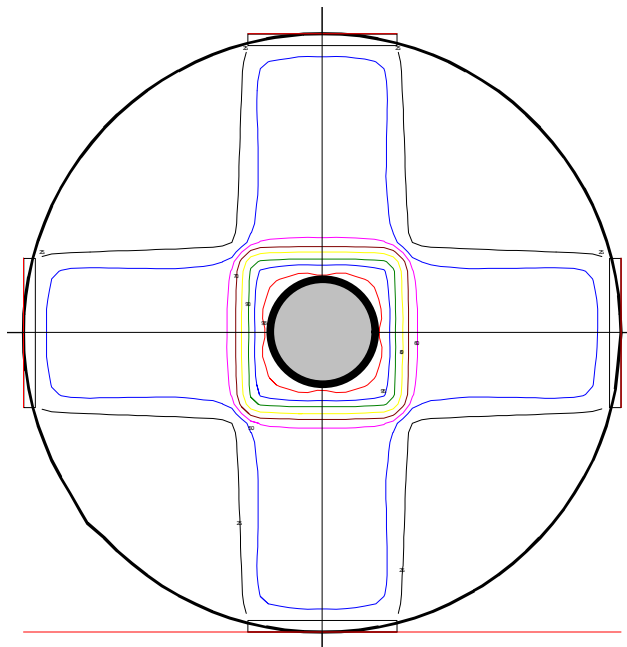


Figura 1.9. Irradiación de un maniquí con 4 haces ortogonales

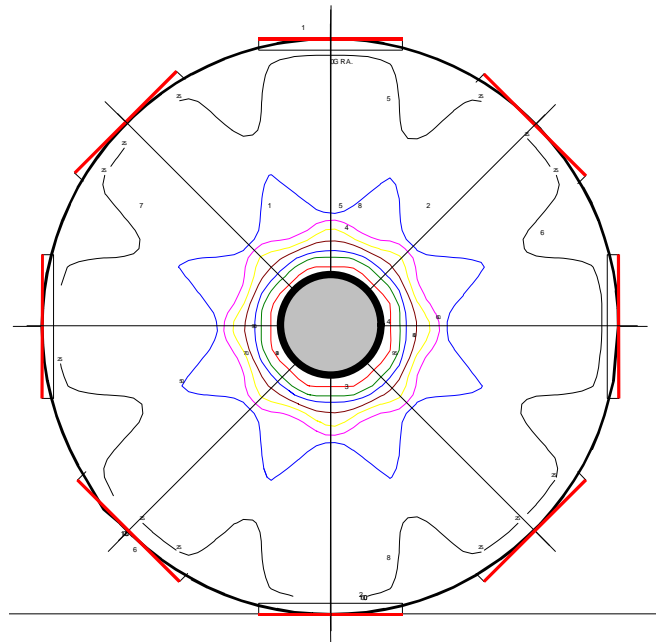


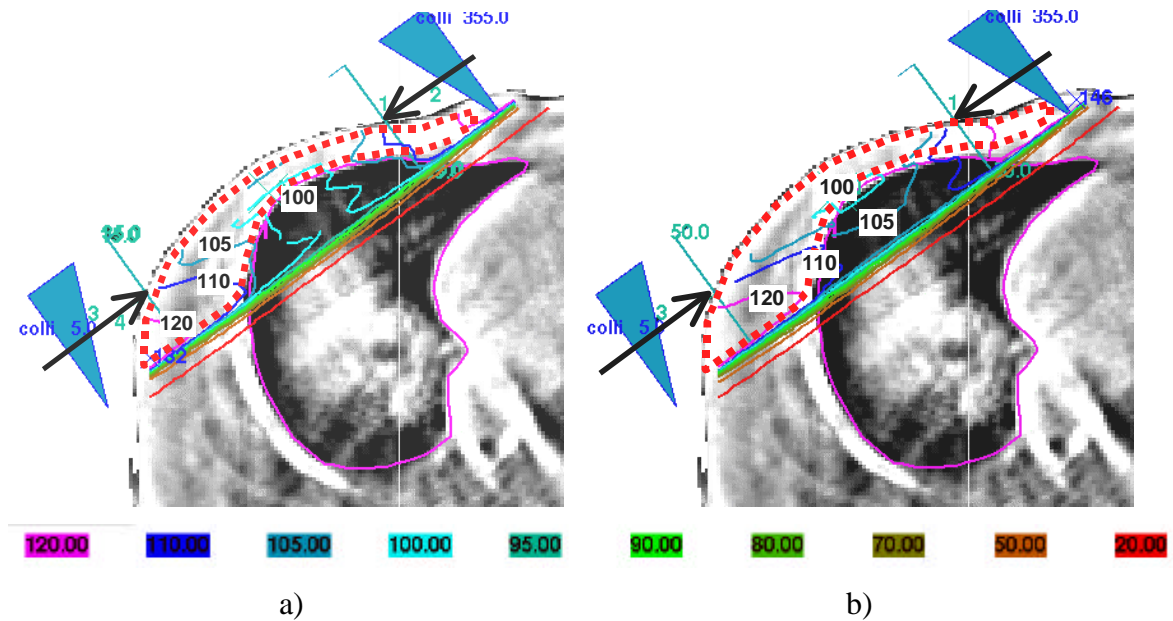
Figura 1.10. Irradiación de un maniquí con 8 haces.

Obsérvese en las figuras anteriores como a medida que aumenta el número de haces empleados, la distribución de dosis se hace más homogénea en su región de convergencia, disminuyendo la dosis en el resto del maniquí.

En una situación terapéutica real (por ejemplo en el tratamiento de un cáncer de mama o pulmón) se combinan efectos de oblicuidad y heterogeneidad explicados en la sección anterior. De aquí la importancia que tiene, no sólo que el algoritmo de cálculo tenga en cuenta dichas perturbaciones, sino que los datos topográfico-anatómicos suministrados para el cálculo sean realistas.

En un caso clínico real, el efecto de la heterogeneidad del medio es bien apreciable, como se muestra en la figura 1.11.





a) b)  
Figura 1.11. Efecto de la heterogeneidad del medio en un caso real.  
a) Cálculo sin corrección por heterogeneidad b) Distribución real del cálculo (a) cuando se tiene en cuenta la heterogeneidad.

En la figura 1.11a se muestra la distribución de dosis resultante de la suma de dos campos oblicuos (las entradas, dirección y sentido de los haces de radiación se marcan en la figura con unas flechas), calculada sin tener en cuenta la menor densidad del pulmón. El volumen de irradiación propuesto se marca con un polígono punteado. La situación que se produciría en realidad para este cálculo corresponde a la figura 1.11b, en la que puede apreciarse una pérdida de homogeneidad en la distribución de dosis y aumento de dosis en estructuras sanas (en este caso el pulmón) debido a la menor densidad del pulmón. Esta diferencia dosimétrica muestra claramente la necesidad de realizar los cálculos utilizando algoritmos que tengan en cuenta la variación de dosis inducida por la distinta densidad de las estructuras anatómicas.

Los cálculos dosimétricos realizados a lo largo de esta Tesis han sido realizados utilizando el sistema de planificación 3D DOSIGRAY, desarrollado en el instituto Gustave Roussy de París, Francia. Un resumen del algoritmo de cálculo utilizado por este planificador se puede encontrar en el Apéndice I.

## 1.4 Descripción del proceso de Radioterapia.

Un tratamiento de radioterapia completo está formado por una multitud de fases encadenadas, de la que el cálculo de la distribución de dosis es una parte imprescindible, pero no única. En líneas generales, el proceso completo de la Radioterapia es:

### 1. **Diagnóstico.**

En esta primera fase se detecta la enfermedad y se obtienen los primeros datos anatómicos de los pacientes (localización y extensión del tumor o zona tumoral preoperatoria). En ella intervienen distintos equipos (TC, Resonancia magnética, rastreos óseos, radiología convencional etc.) y profesionales. En esta etapa se decide también la intención del tratamiento (curativo o paliativo) en función del tipo y extensión de la enfermedad, estado del paciente y de las posibilidades técnicas reales de los tratamientos actuales.

### 2. **Planificación del tratamiento.**

Una vez disponible toda la información acerca de la enfermedad del paciente, comienza esta etapa de *localización geográfica del tumor y obtención de datos anatómicos y geométricos del paciente*. Esta fase es crucial, ya que es cuando se obtienen todos los datos necesarios para el cálculo de distribución de dosis. En ella intervienen distintos mecanismos (TC, Resonancia, Radiología convencional, estudios dinámicos de movimiento de órganos etc.) con importantes requerimientos de exactitud geométrica. A diferencia de las imágenes obtenidas con fines diagnósticos en las que prima la calidad de imagen, en Radioterapia se requiere que la imagen no sufra deformaciones y que sea espacialmente correcta, aún a costa de sacrificar la calidad de imagen en cuanto a resolución, contraste y ruido. Obviamente la situación ideal es obtener imágenes con una gran relación señal ruido (SNR<sup>7</sup>), alto contraste y resolución y especialmente, geométricamente correctas.

El equipo que se utiliza en esta fase se conoce como *Simulador*

---

<sup>7</sup> Del inglés *Signal to Noise Ratio*.

*Convencional de Radioterapia*<sup>8</sup> y se trata de un equipo de Rayos X convencional dotado de las mismas características geométricas que un aparato de tratamiento, como se verá en el capítulo 3. Actualmente se tiende a sustituir el simulador convencional por un sistema de *Simulación Virtual*, basado en un TC dedicado exclusivamente a radioterapia y una estación de trabajo que realiza reconstrucciones virtuales del paciente a partir de conjuntos extensos de cortes de TC.

### **3. Cálculo dosimétrico.**

Una vez determinado el volumen que se desea irradiar y adquiridos los datos geométricos del paciente, se realiza un cálculo dosimétrico preciso en el que se establece el número y distribución espacial de campos de irradiación que proporcionan una distribución adecuada de dosis, homogénea y ajustada a los volúmenes definidos en la planificación del tratamiento.

### **4. Simulación del tratamiento.**

Tras completar el cálculo y obtener la distribución de dosis óptima para el paciente, se entra en fase de simulación sobre el paciente del tratamiento que se ha planificado. Realizada en el simulador de radioterapia, tiene como objetivo comprobar físicamente sobre el paciente si el cálculo realizado es geoméricamente posible, para no dejar ningún parámetro de irradiación al azar. En esta fase se obtienen radiografías del paciente desde el punto de vista de cada uno de los haces que permiten comprobar si el volumen tumoral está siendo efectivamente irradiado y que sirven como referencia para poner en marcha el tratamiento. Esta fase, junto con la anterior de cálculo puede repetirse tantas veces como sea necesario ya que en ocasiones el cálculo de dosis obliga a volver a simular el tratamiento sobre paciente y viceversa. En el proceso de simulación virtual descrito anteriormente, esta fase se suele omitir ya que no es habitual que Servicios de Radioterapia dispongan simultáneamente de un simulador convencional y uno virtual.

---

<sup>8</sup> Generalmente existe una confusión entre los términos planificación y simulación, debido a que ambos procesos, junto con el cálculo de la distribución de dosis están muy relacionados y en ocasiones son procesos iterativos. En esta Tesis utilizaremos los términos separadamente, tal y como se definen en este apartado.

### **5. Verificación del tratamiento**

Previamente a la puesta en marcha del tratamiento, se obtienen imágenes radiográficas en la misma máquina de tratamiento, que han de ser comparadas con sus homólogas de simulación para comprobar si el tratamiento coincide con la simulación, especialmente en el caso de configuraciones de haces complejas. Las imágenes de verificación también reciben el nombre de *fotografías*, por ser radiografías obtenidas con haces de alta energía.

### **6. Administración del tratamiento**

Por último, el tratamiento se administra de forma fraccionada, a lo largo de 20-30 sesiones (denominadas *fracciones*) en las que la posición de los haces ha de ser reproducida en cada fracción con el mínimo error posible. Es habitual obtener imágenes de control de la irradiación (fotografías analógicas o digitales) de forma periódica para comparar con la simulación.

### **7. Dosimetría y control de calidad del haz de tratamiento.**

Un aspecto importante que - aunque separado del tratamiento individual de cada paciente - por su importancia no puede ser excluido del proceso radioterápico se refiere a la dosimetría y control de calidad del haz de tratamiento que se realiza periódicamente en cada máquina de tratamiento. Tiene como objetivo asegurar el calibrado dosimétrico de la máquina de tratamiento. Es de destacar que un error en este punto afecta a *todos* los pacientes tratados en esa máquina.

En todos estos pasos es fácil suponer que se cometa algún tipo de error, inevitable en todo procedimiento experimental. La suma de todos los errores cometidos en todas las etapas no debe superar el 5% de la dosis prescrita. Es por ello por lo que es imperativo afinar en cada paso de la cadena de tratamiento al máximo para reducir los errores individuales.

## 1.5 La planificación del tratamiento.

El proceso de planificación es posiblemente la etapa más crucial de todo el proceso de radioterapia, por lo que requiere una mención especial.

Como se ha comentado anteriormente, la planificación consiste en localizar la posición y tamaño exacto del tumor (o en su defecto del lecho tumoral) utilizando todos los medios técnicos disponibles y elaborar una estrategia de irradiación basada en factores tales como:

- a) la intención del tratamiento (curativo o paliativo),
- b) la extensión de la enfermedad,
- c) características del tejido sano adyacente,
- d) dosis de tratamiento y dosis máxima suministrable a tejidos sanos,
- e) órganos críticos que se van a irradiar innecesaria pero inevitablemente.

Es importante establecer en primer lugar una serie de definiciones internacionales [ICRU-1993] que se usarán a lo largo de esta Tesis para referirse al volumen de irradiación y que deben establecerse sin ambigüedades en la planificación del tratamiento.

La especificación correcta de un volumen de irradiación genérico consta de los siguientes elementos (figura 1.12)

### 1. GTV (*Gross Tumor Volume*).

Comprende la localización y tamaño visible o palpable del tumor. Puede estar formado por el tumor primario, linfadenopatías<sup>9</sup> metastásicas u otras metástasis<sup>10</sup>. El GTV corresponde a aquellas zonas donde la densidad celular tumoral es mayor. No puede definirse un GTV si el tumor se ha extirpado.

---

<sup>9</sup> Afecciones de los ganglios o del tejido linfático [Salvat-1974].

<sup>10</sup> Aparición de uno o más focos morbosos secundarios a otro primitivo, con o sin desaparición de éste, en regiones o partes no contiguas del punto de evolución del foco primitivo [Salvat-1974].

## **2. CTV (*Clinical Target Volume*).**

El tumor (GTV) se encuentra generalmente rodeado de una región de tejido normal que está siendo invadido por extensiones microscópicas subclínicas<sup>11</sup> del tumor. Adicionalmente pueden existir volúmenes donde existe sospecha de diseminación subclínica, tales como los nodos linfáticos regionales. El CTV debe incluir estas regiones invadidas o con sospecha de diseminación. La delineación del CTV está basada en datos puramente anatómico-topográficos y consideraciones biológicas, sin tener en cuenta movimientos del tejido o de del paciente u otros factores técnicos. Debe, por tanto, describirse en términos anatómicos.

El CTV es por tanto un volumen de tejido que contiene al GTV y/o la enfermedad microscópica que ha de ser eliminada. Este volumen ha de ser tratado (irradiado) adecuadamente para cumplir el objetivo de la terapia: curativa o paliativa.

## **3. PTV (*Planning Target Volume*).**

El CTV está sujeto a modificaciones en tamaño y posición como consecuencia de movimientos del paciente y de los tejidos que lo contienen. Adicionalmente, cambios en la posición o tamaño de tejidos adyacentes también pueden modificar el tamaño y localización del CTV. Consecuentemente, se asigna un margen de seguridad alrededor del CTV que sea capaz de absorber estas variaciones. El resultado es el PTV: un concepto geométrico destinado a seleccionar tamaños y distribución de haces correctos, tomando en consideración todas las posibles variaciones geométricas de forma que el CTV se irradie de forma efectiva. La definición de PTV es idéntica a la definición clásica de Volumen Blanco (*target volume*) establecida por ICRU en 1978 [ICRU-1978]

## **4. Volumen Tratado.**

El volumen tratado es el volumen englobado por una curva de isodosis, que el radioterapeuta selecciona y especifica como apropiada para conseguir el objetivo de la terapia. Debido a limitaciones prácticas en cuanto al número y

---

<sup>11</sup> Sin manifestación clínica evidente.

forma de los haces de irradiación, el volumen tratado suele presentar una forma geométrica regular que inscribe al CTV.

### **5. Volumen Irradiado.**

Es aquel volumen que se recibe una dosis significativa en relación con la tolerancia del tejido, por ejemplo, una dosis mayor del 20% de la dosis pautada al CTV. Depende de la técnica de irradiación utilizada. La comparación entre el volumen tratado y el volumen irradiado puede utilizarse como parte de los criterios de optimización del tratamiento.

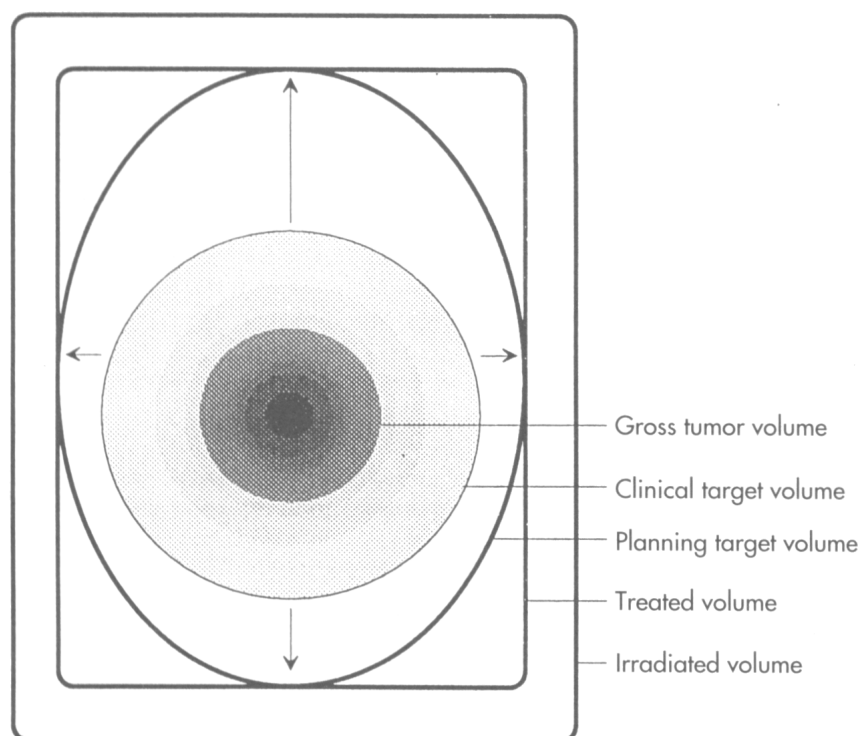


Figura 1.12. Definición de volúmenes de irradiación establecida por la ICRU. Tomado de [ICRU-1993]

Una vez definidos estos volúmenes de irradiación, describimos el proceso de planificación de un paciente mediante un caso ficticio:

Supongamos un paciente que debe ser tratado de un cáncer de pulmón. La zona a irradiar es extensa y generalmente comprende el pulmón afectado y el mediastino (espacio entre ambos pulmones). Por tratarse de un volumen de irradiación grande, la técnica habitual de tratamiento consiste en suministrar

dos haces opuestos, uno entrando por la parte anterior del paciente (campo anteroposterior o AP) y el otro por la espalda (campo PA), técnica conocida como “paralelos y opuestos” (se evita una solución basada en más campos para evitar irradiar el pulmón sano).

La técnica se ha ilustrado en la figura 1.13. En ella deben destacarse:

El GTV (*Gross Tumor Volume*) según la nomenclatura de la ICRU, marcado en gris oscuro y un margen de seguridad a su alrededor punteado que se define a criterio del médico intentando englobar la enfermedad microscópica (CTV, *Clinical Target Volume*). El CTV es el volumen mínimo que debe irradiarse.

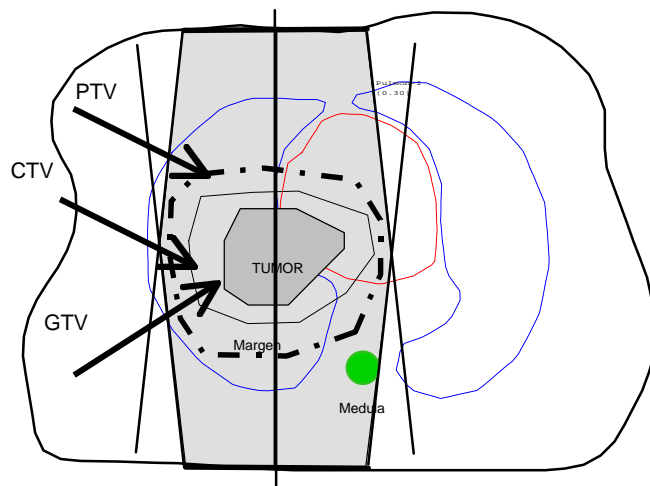


Figura 1.13. Técnica de irradiación pulmonar. Definición práctica de GTV, CTV y PTV

En la figura se han marcado las estructuras anatómicas que pueden verse irradiadas con esta técnica (corazón, pulmones y médula espinal). Los posibles movimientos del CTV debidos a la respiración se han tenido en cuenta asignando un nuevo margen de seguridad (representado por un punteado grueso en la figura) dando lugar al PTV (*planning target volume*). Por último, se han colocado los haces con una anchura tal que cubra suficientemente el PTV (teniendo en cuenta que la penumbra de los haces provoca que la zona efectiva de irradiación sea menor que la nominal), y en gris claro se ha marcado el área que va a resultar tratada con esta técnica.

Puede observarse cómo parte del corazón y toda la médula espinal se irradian junto con el PTV, aumentando por tanto la probabilidad de



complicación del tratamiento. Modificar el tamaño y/o orientación de los haces para evitarlos (si es que esto es posible) provoca una disminución de la dosis en el tumor y, por tanto una disminución de la probabilidad de control local de la enfermedad. Por otra parte, para cada órgano se ha determinado una dosis máxima admisible [Emami-1991]. En el caso de la médula espinal, ésta es de 46 Gy, sensiblemente menor que la dosis que necesita recibir el tumor. En aquellos tratamientos en los que se ven involucrados órganos que pueden recibir menos dosis que el tumor (pulmón, médula, recto, riñones etc.), es habitual dividir el tratamiento en varias fases, cambiando el tamaño y orientación de los haces en cada uno de ellos, aprovechando la paulatina disminución del tamaño del CTV a medida que se va suministrando dosis. En el caso que nos ocupa, la siguiente fase de tratamiento se realiza al llegar a la dosis límite de médula. En este momento, es imperativo liberarla de dosis, por lo que se utiliza una técnica de campos oblicuos (figura 1.14).

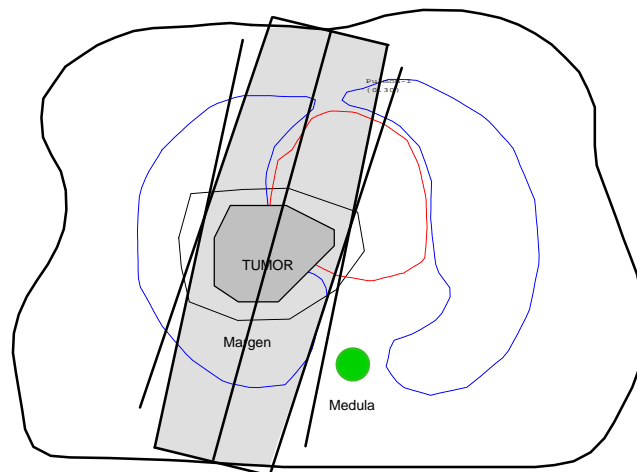


Figura 1.14. Técnica de irradiación pulmonar. Liberación de dosis medular.

En otras situaciones clínicas, si que es posible evitar en cierto grado la irradiación de parte del tejido sano desde el principio del tratamiento. Cuando dicho tejido no queda sombreado por la proyección del PTV, pero se irradia debido a la inevitable forma rectangular del haz, es posible diseñar e interponer protecciones de plomo en la trayectoria del haz, dejando parte del campo sin irradiar.

En la figura 1.15a se muestra una vista AP de un campo de irradiación. El CTV (tumor+margen) cubre parte de la médula espinal, que ha de ser

inevitablemente irradiada. El tamaño del tumor (GTV) y su margen (CTV) obligan a extender el campo de irradiación rectangular de forma que también se irradia parte de la médula que queda al descubierto de la sombra del CTV.

Esta irradiación se puede evitar conformando el campo con bloques de plomo, como se muestra en la figura 1.15b, produciendo una forma de haz que se adapta a la forma del tumor.

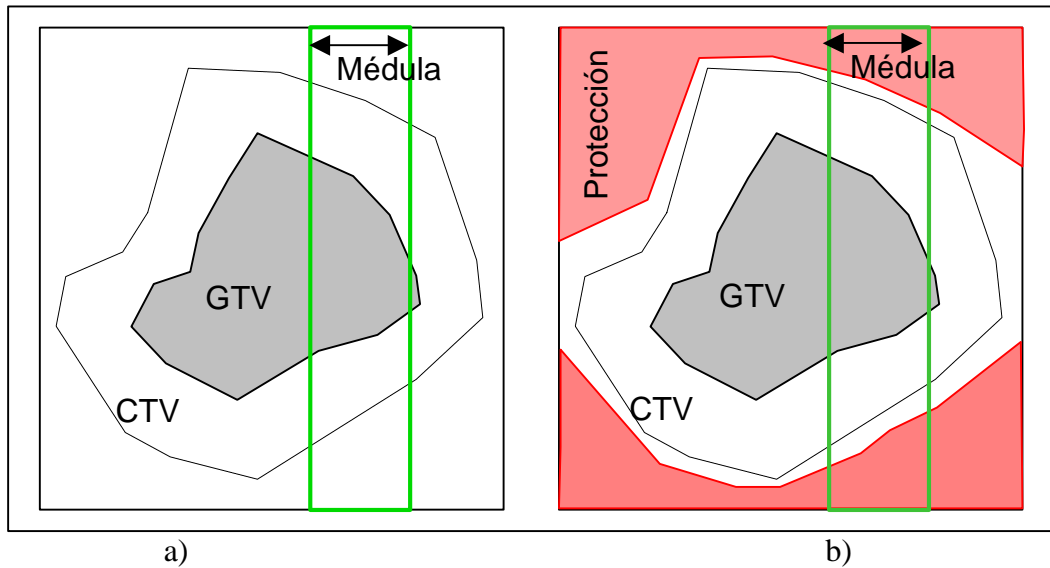


Figura 1.15. Conformación de haces (ver texto).

La conformación aumenta de forma evidente la complejidad del tratamiento. Para diseñar la protección de forma eficiente es preciso conocer con exactitud la posición y tamaño del tumor y evaluar en lo posible los movimientos fisiológicos que puedan modificar su posición y forma. El cálculo dosimétrico también se complica con la introducción de estos campos irregulares. Sobre las imágenes de TC que sirven de base al cálculo se comprueba la exactitud de las protecciones en cualquier posición del espacio. Los plomos deben fabricarse con precisión y por último, antes de la puesta en tratamiento, deben realizarse fotografías de control para comprobar si los plomos han sido correctamente fabricados. Es lo que se denomina un campo conformado (o irregular) y que da pie a una elaborada técnica radioterápica conocida como **radioterapia conformada**. Actualmente se tiende a conformar en lo posible todos los campos de irradiación. Esta técnica exige un proceso de delimitación de las protecciones bastante complicado. La forma y tamaño de estas protecciones debe diseñarse durante la planificación del paciente,

mediante el uso de radiografías analógicas o reconstruidas digitalmente a partir de cortes de TC.

## 1.6 El cálculo de dosis en pacientes.

Todos los factores de corrección de haces introducidos en la sección 1.2 se tienen en cuenta en los cálculos rutinarios de Radioterapia.

El cálculo más sencillo se realiza utilizando la mínima información del paciente: un contorno a la altura del eje de los haces (figura 1.16a), suponiendo que no existen variaciones topográficas fuera del plano de cálculo (figura 1.16b), y sin considerar las variaciones espaciales y dosimétricas introducidas por la conformación de haces.

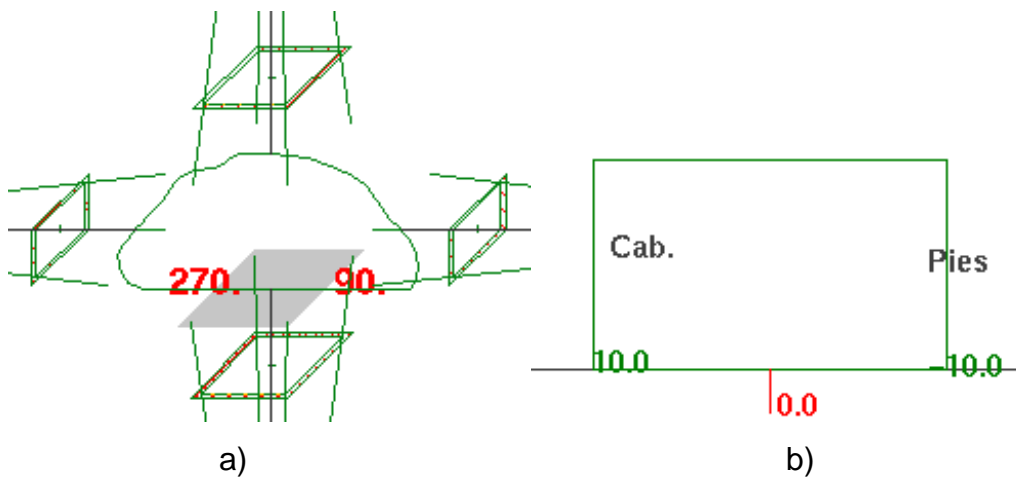


Figura 1.16. Planificación sencilla, un solo contorno manual (a), sin información tridimensional (b).

Con esta información, sólo se pueden obtener resultados dosimétricos limitados (figura 1.17) que sólo serán estrictamente correctos si hay poca variación longitudinal en la topografía del paciente.

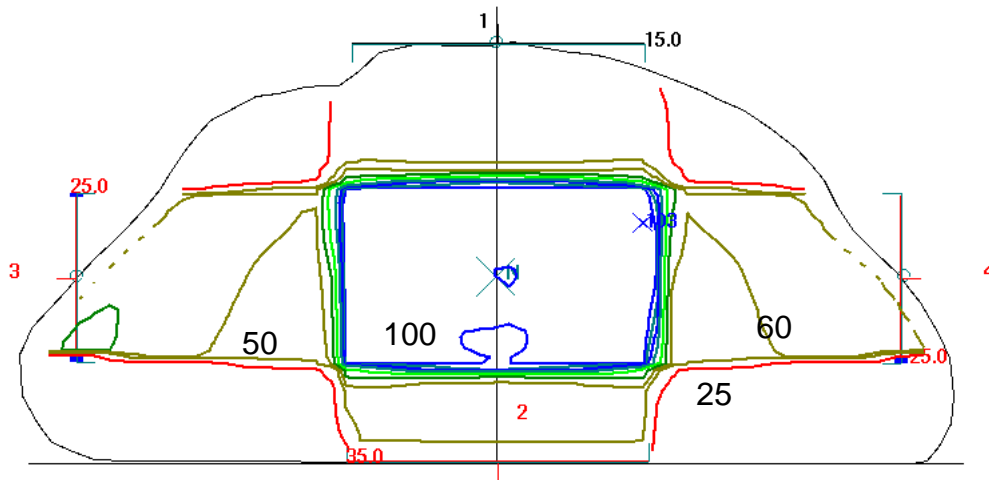


Figura 1.17. Distribución de dosis resultado de una planificación 2D sencilla.

Para hacer un cálculo más realista, las modificaciones de heterogeneidad y oblicuidad han de tenerse en cuenta en todas las dimensiones del espacio (y no sólo en el plano de cálculo), por lo que se hace imprescindible un correcto conocimiento topográfico de todo el volumen de irradiación, lo que nos lleva a la necesidad de obtener la información a partir de múltiples cortes de reconstrucción tomográfica del paciente.

En el siguiente ejemplo (figura 1.18), queda patente la necesidad de realizar el cálculo dosimétrico considerando todo el volumen del paciente (cálculo 3D) y no sólo la información del plano de cálculo (2D).

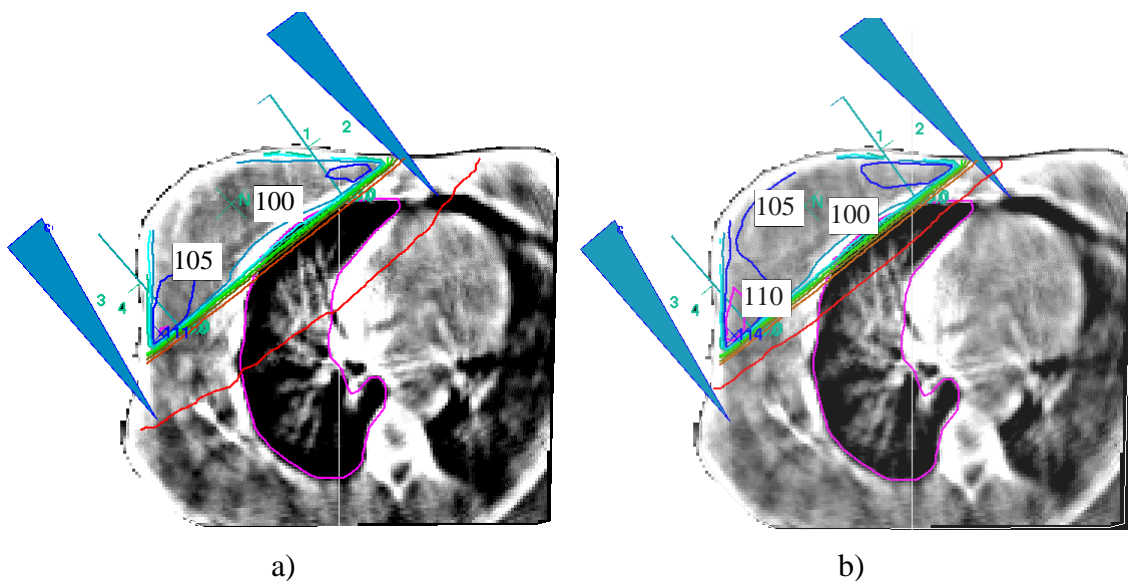


Figura 1.18. Cálculo 2D vs. Cálculo 3D. La distribución de dosis varía según el modelo de cálculo y la información volumétrica empleada.

En un tratamiento estándar de cáncer de mama, se ha realizado el cálculo dosimétrico utilizando sólo un corte (figura 1.18a) y tres cortes de TC (figura 1.18b).

Se puede observar que la distribución de dosis es diferente, ya que en el segundo caso se ha tenido en cuenta la contribución de radiación secundaria generada fuera del plano de cálculo.

### **1.6.1 Técnicas avanzadas de simulación virtual.**

El cálculo 3D exige mucha una gran cantidad de información espacial (en especial cuando se quieren evaluar o definir protecciones en un tratamiento conformado) y por tanto herramientas específicas que faciliten su manejo. El desarrollo de la simulación virtual viene acompañada de utilidades informáticas que recrean en el ordenador de cálculo (conocido como *planificador* o *sistema de planificación*) los procedimientos de la planificación convencional, mejorándolos en ocasiones.

No es objetivo de esta Tesis analizar este tipo de herramientas, pero al ser de uso común en los cálculos rutinarios de Dosis, pasamos a ilustrar algunas de ellas.

#### **1.6.1.1 Herramientas de definición y posicionado de haces.**

El proceso de simulación virtual consiste en una serie de procedimientos encaminados a realizar una planificación de un tratamiento sin presencia del paciente, estando éste reconstruido virtualmente en 3 dimensiones por software a partir de un gran conjunto de cortes tomográficos.

En la figura 1.19 se muestra un proceso estándar de simulación virtual. La definición de los parámetros balísticos de los haces (tamaños y orientaciones) se realiza de forma asistida, con la ayuda de diversas representaciones del paciente (*renderizaciones*, planos frontales, sagitales, proyecciones de máxima intensidad, etc.). En la figura se observa el cálculo de la distribución de dosis en un plano transversal junto con las referencias espaciales de su localización en las distintas representaciones.

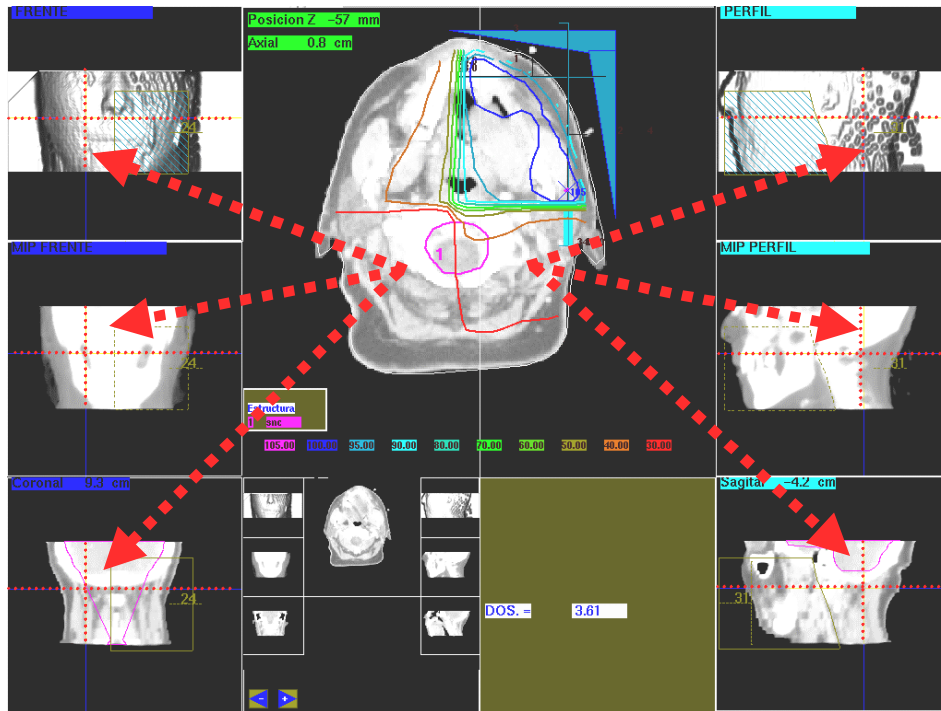


Figura 1.19. Utilidad de simulación virtual

### 1.6.1.2 Herramientas de visualización.

Junto con las utilidades de definición de haces expuestas anteriormente, una simulación virtual está asistida por utilidades que facilitan la visualización espacial de los haces de irradiación respecto de la anatomía del paciente.

Las herramientas más habituales son:

**REV** (del inglés *Room-eye view*). Visualización en perspectiva del paciente. Utilizando gráficos vectoriales se visualiza una reconstrucción tridimensional del paciente sobre la mesa de tratamiento, como si se estuviese viendo desde la sala de simulación. Proporciona una idea rápida de la configuración espacial de la entrada de los haces en el paciente. Pese a la inmovilidad de este paciente virtual, tiene la ventaja de que se puede visualizar simultáneamente la superficie externa y los contornos internos, aplicando funciones de transparencia adecuadas (figura 1.20).

**BEV** (del inglés *Beam-eye view*). Visualización de contornos externos e internos desde el punto de vista del haz. Por medio de gráficos vectoriales *renderizados* se genera una visión del paciente en el que el punto de vista

acompaña la trayectoria del haz. Es en realidad una versión esquemática de una radiografía, simplificada para hacerla más comprensible. La posibilidad de asignar distintos colores a las estructuras internas facilita la visualización de la trayectoria del haz dentro del paciente (figura 1.21).

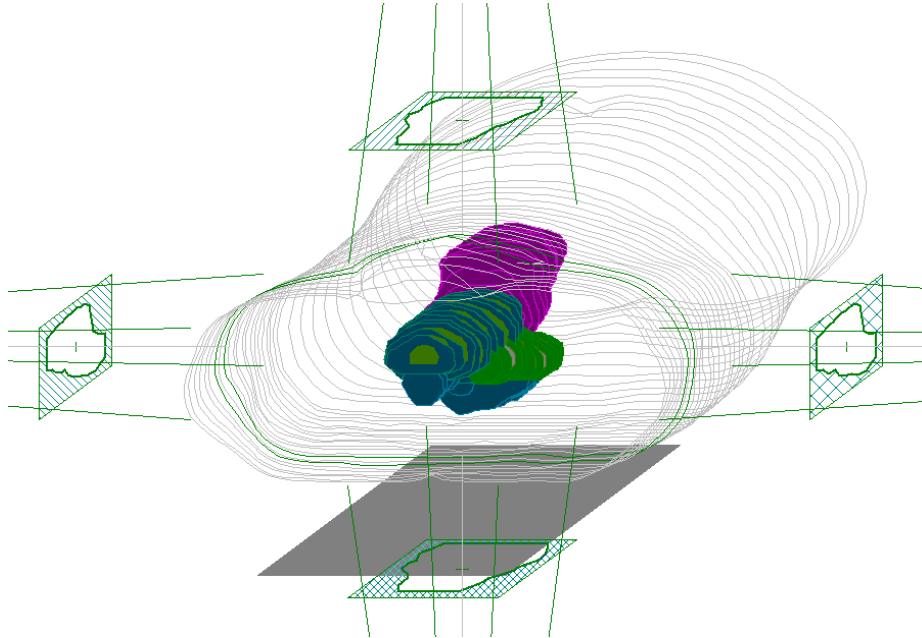


Figura 1.20. REV (Room-eye view), mostrando simultáneamente una visión en perspectiva de los contornos externos, internos y la disposición espacial de los haces conformados.

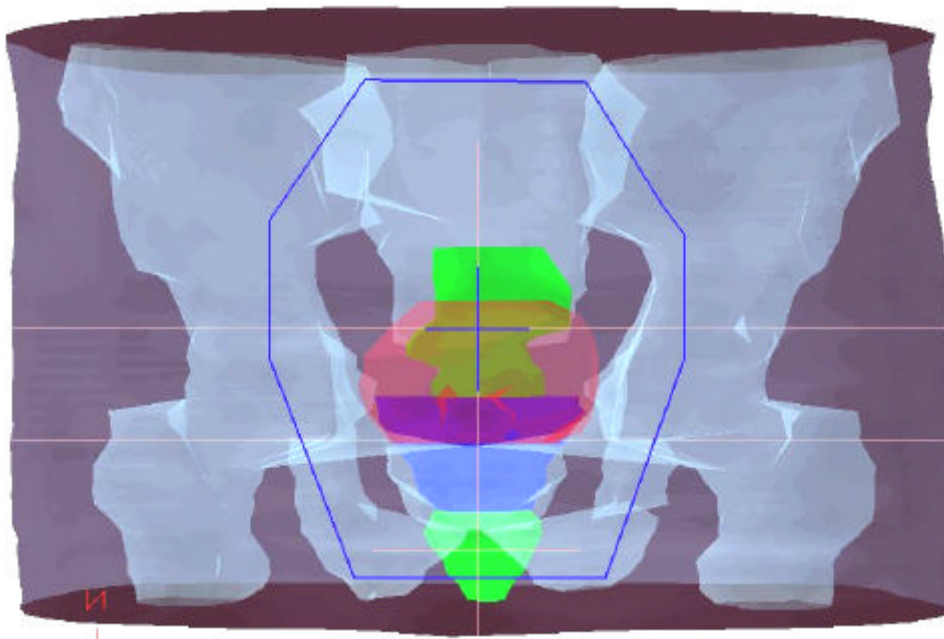


Figura 1.21. BEV (Beam-eye view), mostrando una visión de un haz conformado cubriendo diferentes estructuras internas, junto con diversas referencias anatómicas.



La combinación de ambas técnicas de visualización, que no tiene análogo en la planificación convencional, culmina con la posibilidad de generar visiones del paciente desde cualquier punto del espacio, tanto de sus estructuras internas como externas, permitiendo conocer con exactitud el volumen real de cobertura de cada haz, una tarea complicada cuando éstos han de visualizarse bidimensionalmente corte a corte. Estas reconstrucciones se pueden girar en tiempo real, permitiendo un análisis inmediato de la geometría de los haces (figura 1.22).

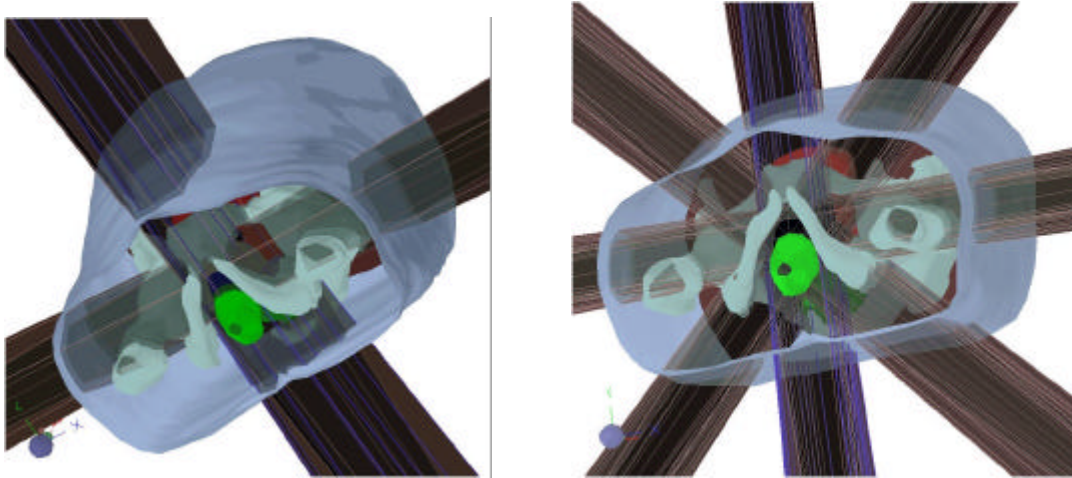


Figura 1.22. Rotaciones libres en el espacio.

**RDR** (Radiografías Digitalmente Reconstruidas). Por último, la simulación virtual proporciona imágenes que se utilizan para su comparación con radiografías analógicas de planificación o con imágenes de verificación del tratamiento. Para mantener la misma geometría que las radiografías convencionales que van a servir de patrón de comparación, los simuladores virtuales generan radiografías reconstruidas digitalmente, utilizando algoritmos de *ray-tracing*. Estas RDR presentan la ventaja de que sobre ellas se pueden superponer los contornos de las estructuras internas del paciente y la forma del haz, aunque en general son de peor calidad que las radiografías analógicas. Un ejemplo de RDR se puede ver en la figura 1.23.



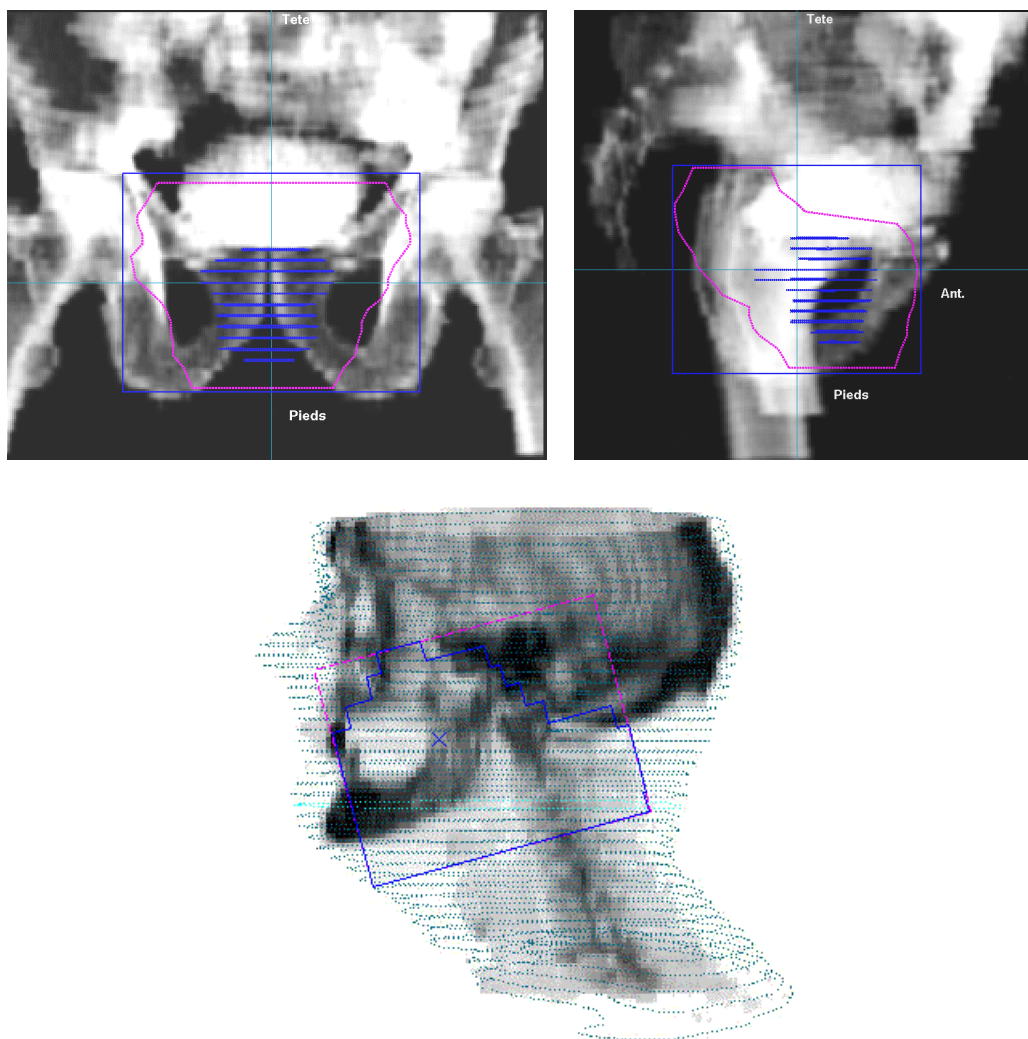


Figura 1.23. Radiografías digitalmente reconstruidas con los haces superpuestos.

### 1.6.1.3 Herramientas de optimización del cálculo.

Entendemos por optimización el proceso de alterar los parámetros de planificación para conseguir una dosis lo más homogénea posible en el PTV manteniendo lo más baja posible la dosis en zonas de riesgo. Este proceso suele llevarse a cabo por ensayo y error, y está claramente influenciado por la experiencia del médico que planifica y el físico que realiza el cálculo. Por este método se generan diversas propuestas de tratamiento que son evaluadas conjuntamente por médico y físico hasta alcanzar una solución óptima.

El proceso de optimización puede mejorarse con el uso de técnicas de que proporcionan información estadística sobre el cálculo del tratamiento.

Los **Histogramas de Dosis-Volumen** (HDV) son representaciones gráficas que relacionan la dosis que recibe el paciente y el volumen de tejido

que recibe una determinada dosis. Generalmente se utilizan *HDV acumulados* para el análisis de la conveniencia de un tratamiento. En la figura 1.24 se ilustran los HDV de tejido sano correspondientes a dos propuestas distintas para un mismo tratamiento. En este caso hipotético, ambos tratamientos están suministrando dosis elevadas al tejido sano, pero la curva marcada como “plan 2” demuestra claramente que esta propuesta de tratamiento irradia más volumen sano con dosis más altas que la propuesta 1. El HDV se muestra en este caso como factor decisorio del tratamiento que finalmente se llevará a cabo.

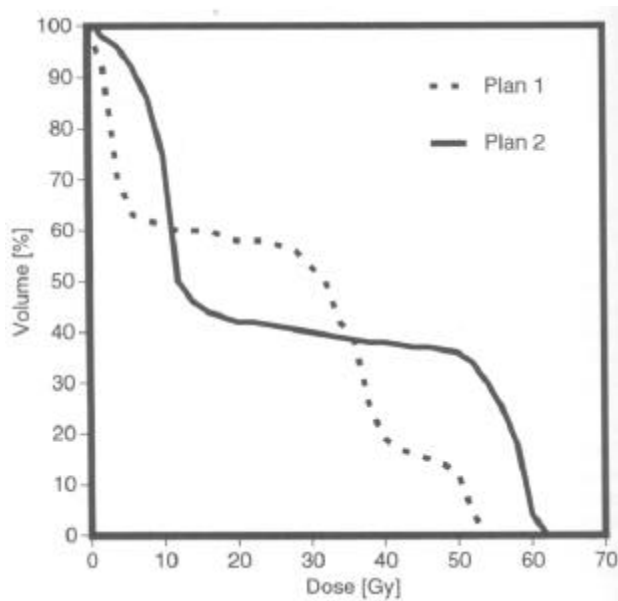


Figura 1.24. Histograma de Dosis-Volumen de dos propuestas diferentes para un mismo tratamiento (de [Hendee-1996]).



## CAPÍTULO 2.

# Desarrollo de un sistema de tratamiento digital de imágenes específico: ATW Image.

### 2.1 Introducción.

A partir de lo expuesto en el capítulo anterior, queda claro que la mayor fuente de información sobre el paciente de radioterapia se obtiene en forma de imágenes analógicas o digitales. Las nuevas técnicas de cálculo y simulación exigen el uso exhaustivo de imágenes digitales tanto para el diseño de los tratamientos como para la posterior verificación de los mismos. La calidad de las imágenes empleadas (entendida en términos de resolución espacial, contraste, exactitud geométrica) es un factor decisivo en la efectividad final del tratamiento [Chen-1996].

Paralelamente, la legislación española actual [RD-1998] pone de manifiesto que los Servicios de Radiofísica han de enfrentarse obligatoriamente a múltiples controles de calidad que involucran el análisis de imágenes analógicas y digitales. En algunos casos, el volumen y frecuencia de dichos análisis hace que el tiempo de ocupación de los equipos generadores de imagen sea excesivo y pueda entrar en conflicto con su uso clínico.

Como alternativa a la ocupación exhaustiva de las consolas de tratamiento de los diversos equipos generadores de imagen, resulta interesante el uso de software de tratamiento de imágenes independiente de los equipos [Díez-1999a].

Dadas las características de las imágenes de uso científico en general y médico en particular, el software de manejo de esta información es bastante específico, y no puede suplirse con aplicaciones de manejo de imágenes orientadas a la edición [Díez-2000].

Para la realización de los trabajos presentados en esta Tesis se ha elaborado una aplicación completa de Tratamiento Digital de Imágenes de propósito general y con orientación claramente científica. De esta forma se evita la complicación de la utilización de múltiples aplicaciones informáticas dispersas para realizar un solo procesado y su evaluación posterior. Las diversas funciones de visualización, cálculo y análisis de imágenes se encuentran integradas en un único paquete de software, permitiendo un acceso ágil a la información y proporcionando una forma sencilla de comparación entre distintas imágenes.

El software está desarrollado de forma que pueda recibir, manipular y enviar información de cualquier sistema generador de imágenes en un Hospital, bien de forma local, bien a través de servicios de Red que lleva incorporados (Figura 2.1).

Desde el punto de vista del Radiofísico Hospitalario, este sistema permite realizar tareas de control de calidad de forma centralizada, sin ocupación de los sistemas generadores. Adicionalmente contiene herramientas específicas de análisis numérico de imágenes que no están disponibles en paquetes ordinarios de software de tratamiento de imágenes.

Para el médico constituye una herramienta de visualización, análisis y manipulación a nivel global de los datos de un paciente que ha sido explorado en diversos equipos geográficamente dispersos.

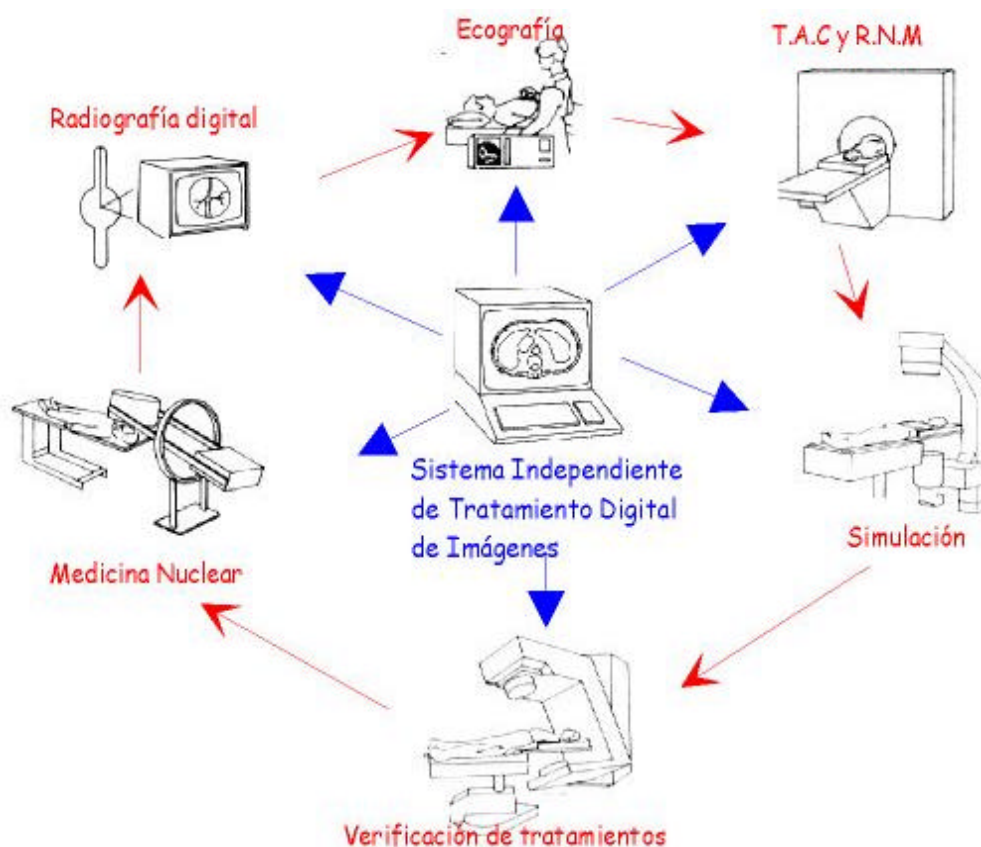


Figura 2-1. ATW Image es un sistema independiente de la máquina generadora de imágenes.

En este capítulo se analizan las peculiaridades de las imágenes de uso científico. Se esquematiza la arquitectura de *ATW Image* que, por su extensión, se desarrolla con detalle en el Libro 2 de esta memoria. Debido a su especial relevancia, se desarrollan las características principales del estándar de almacenamiento y transmisión de imágenes médicas (DICOM) junto con la implementación que se ha realizado de este estándar. Por último, se relata la aplicación de videodensitometría, desarrollada como parte del proceso de control de calidad de los equipos generadores de radiación en Radioterapia.

## 2.2 Imágenes de uso científico.

Las imágenes digitales suelen codificarse con un rango dinámico de 8 *bits por pixel* de forma que cada píxel de la imagen ocupa 1 byte, con valores posibles entre 0 y 255 para imágenes en tonos de gris o 24 *bits por píxel* para

imágenes en color verdadero o *true color*, utilizando tres canales de color de 8 bits cada uno.

Los programas comerciales de retoque fotográfico más conocidos utilizan este tipo de imágenes. El rango de 256 valores, aunque suficiente para la mayoría de las aplicaciones fotográficas, es escaso en imágenes médicas debido al gran rango dinámico de la imagen radiológica.

Los equipos digitales en medicina generan imágenes de alto rango dinámico, codificados en 10, 12 o incluso en 16 bits por píxel (1024, 2048 ó 65535 valores posibles por píxel). Estas imágenes no pueden, a priori, manipularse en aplicaciones de retoque fotográfico, ya que exceden de sus objetivos y capacidades.

Una solución comúnmente empleada para leer imágenes científicas en este tipo de software es el uso de filtros de lectura (*plug-in*), pudiéndose encontrar, por ejemplo, filtros para la lectura de imágenes DICOM en algunos programas bastante extendidos. Sin embargo, estos filtros convierten una imagen de 10 o más bits/píxel en una imagen de 8 bits/píxel, produciendo una reagrupación de los valores imagen, como se muestra en la figura 2.2. Esta solución, aunque interesante para la visualización de determinadas imágenes, ha de utilizarse con reservas ya que produce inevitablemente una pérdida de información.

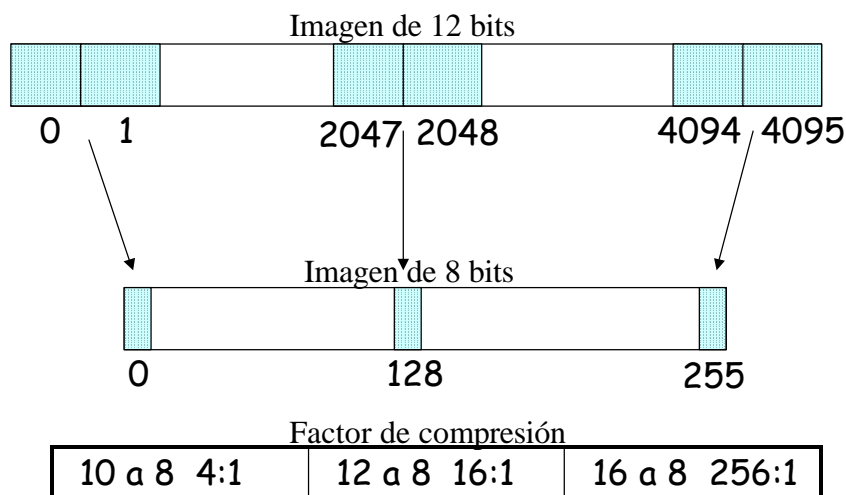


Figura 2-2. Agrupación con pérdida de información en la degradación de una imagen de alto rango dinámico a 8 bits. El paso de 10 a 8 bits reduce los valores originales a una escala 4:1 (cada cuatro valores de la imagen original se convierten en uno sólo en la imagen de 8 bits. El valor asignado para el grupo de valores correspondiente depende del algoritmo de degradación empleado). De 12 a 8 bits la escala es de 16:1 y de 16 a 8 bits de 256:1

Para evitar esta pérdida, es imprescindible utilizar un software que utilice íntegramente los 16 bits por píxel de una imagen de alta resolución.

Los programas de manejo de imágenes que acompañan a las unidades generadoras (TC, SPECT etc.) utilizan el rango dinámico completo de la imagen, y no reducen la información mas que para tareas de presentación final. Además del software propio de cada equipo, puede recurrirse a paquetes de software externos que permitan el manejo y cálculo de imágenes de alto rango dinámico.

Se ha prestado especial atención a las utilidades de visualización de imágenes, que en este software están basadas en la distribución de niveles de gris en el histograma de forma adaptativa. Existen funciones para permitir una visualización global de la imagen, ecualizando el histograma o variando la linealidad de la representación (figura 2.3).

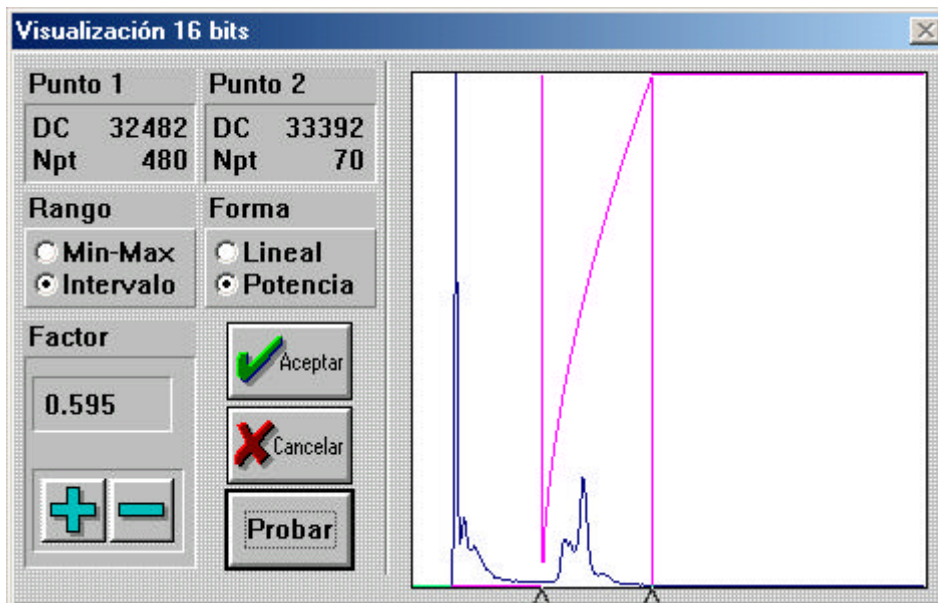


Figura 2-3. Asignación no lineal de niveles de gris en basada en selección de rangos del histograma en una imagen de 16 bits.

En los casos en los que se desea que la imagen sea correcta fotométricamente (sin distorsiones en los niveles de gris), se ha de realizar una selección de rangos en el histograma (denominados como *ventanas* en radiología). En la figura 2.4 se muestra una imagen de TC torácico en varios modos de visualización. La imagen 2.4a comprime todos los niveles de la



imagen original (12 bits) en los 256 niveles de representación gráfica. En esta imagen se aprecia la ausencia de detalles sutiles con poca diferencia en los niveles de gris. Las imágenes 2.4b, 2.4c y 2.4d tienen seleccionados rangos lineales reducidos, de modo que coinciden con los lóbulos principales del histograma, que corresponden básicamente a los niveles de gris de hueso, pulmón y tejido blando. Pueden apreciarse el aumento del contraste de múltiples detalles en cada uno de los rangos, aunque a costa de perder la visualización de los otros rangos.

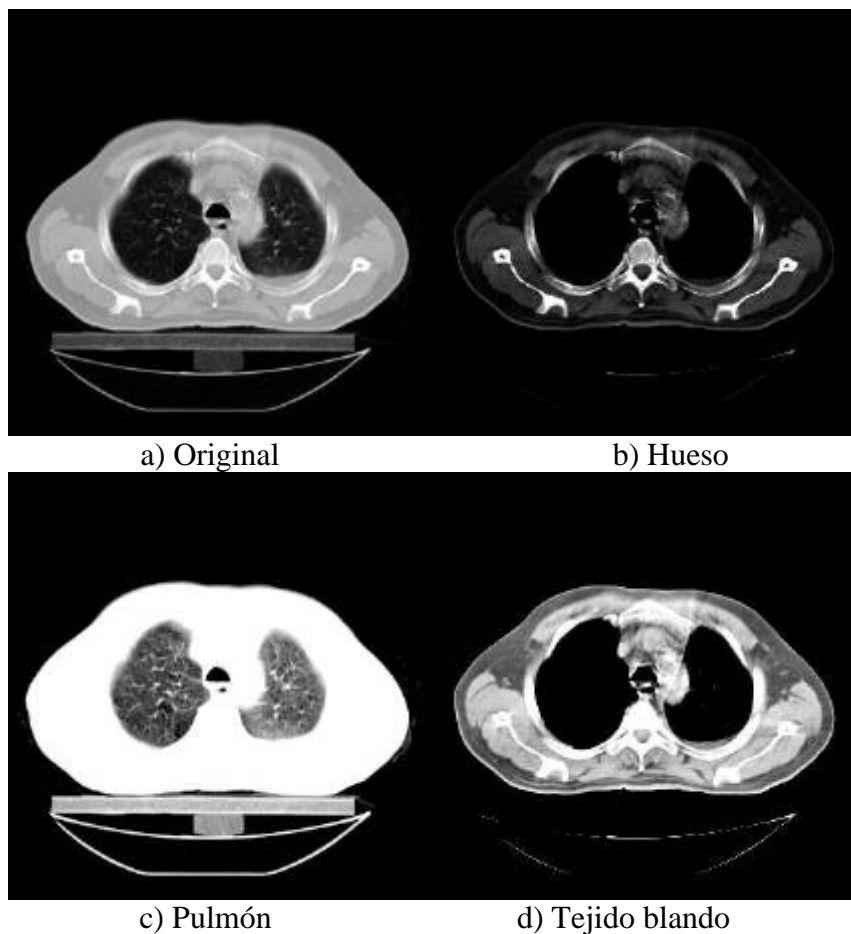


Figura 2-4. Distintos modos de visualización de una imagen de TC de alto rango dinámico.

### 2.3 Arquitectura del software *ATW Image*.

El sistema de tratamiento de imágenes desarrollado en esta Tesis es una aplicación estándar de Windows® , diseñada para funcionar en la familia

de versiones Windows 9x, por lo que es utilizable en la mayoría de los ordenadores existentes actualmente.

Está basada en un formato de aplicación MDI (*Multiple Document Interface*), de tal manera que la aplicación se ocupa del manejo y distribución de todas sus ventanas filiales (imágenes) dentro de una ventana principal de aplicación.

La aplicación está programada desde su origen en lenguaje Pascal orientado a objetos utilizando el compilador de 16 bits Borland Pascal With Objects® versión 7 [Borland-1992a], junto con las librerías Objectwindows® [Borland-1992b] de programación del API (*Application Programming Interface*) de Windows. El sistema está siendo migrado actualmente a un entorno de 32 bits, programado con el compilador visual Borland Delphi® 4.

El sistema no impone ninguna limitación en cuanto al número de imágenes mostradas simultáneamente ni a su tamaño individual. El único límite a este respecto es la memoria del ordenador donde se ejecuta.

ATW gestiona imágenes monocromas de 8 y 16 bits por píxel e imágenes de color de 24 bytes (RGB). Adicionalmente se ha definido un tipo de imagen propio de números complejos con 64 bits por píxel.

Las estructuras de datos empleadas para cada tipo de imagen son:

- 8 bits por píxel: `array[0..N,0..M] of Byte` (valores 0..255)
- 16 bits por píxel: `array[0..N,0..M] of word` (valores 0..65535)
- Números complejos: `Array[0..N,0..M] of complex`

Siendo Complex un tipo de dato definido como

```
Type Complex=array[1..2] of single
```

El primer elemento del array Complex contiene la parte real del número complejo y el segundo elemento la parte imaginaria. El tipo `single` admite valores reales entre 1.5e-45..3.4e38, con 7-8 dígitos de precisión y ocupa 4 bytes.

- RGB o True Color: `array[0..N,0..M] of RGB,`

Siendo RGB un tipo definido como

```
Type RGB=Array[1..3] of byte
```

con el valor Rojo en el primer elemento de matriz, el color Verde en el segundo y el Azul en el tercero, codificados a 8 bits por pixel.

Las imágenes monocromas deben convertirse obligatoriamente a 8 bits para su representación gráfica. Esto es debido a que los sistemas de visualización sólo admiten 256 niveles simultáneos de intensidad lumínica por canal de color.

Para acomodar 10 o más bits en una representación de 8 bits, ATW degrada la imagen a 8 bits para su visualización, manteniendo una copia íntegra de la imagen en memoria. De esta forma no se pierde información, aunque no se puede visualizar todo el rango de la imagen simultáneamente. La visualización de estas imágenes debe realizarse a tramos, utilizando sistemas de selección de nivel y entorno de visualización sobre el rango completo de 16 bits.

El software admite lectura de varios formatos de ficheros estándar (TIFF, BMP y JPEG). Las imágenes de 16 bits se leen como ficheros raw<sup>1</sup> o como TIFF modificado, debido a la práctica inexistencia de formatos estándar de 16 bits [Kay-1992]. Se ha realizado una implementación original del estándar DICOM 3 para imágenes médicas. Debido a la importancia de este formato en medicina, se dedica la sección 2.4 a su descripción e implementación. Las imágenes se pueden adquirir también directamente de digitalizadores tipo escáner utilizando el estándar TWAIN (<http://www.twain.org>).

A nivel de programación, el núcleo del sistema está constituido por un objeto descendiente del objeto genérico *TWindow* del API de Windows, encargado del manejo de todas las propiedades visibles de la ventana (tamaño y color del bitmap, fuentes de texto, manejo de impresora etc [Adams-1993]).

---

<sup>1</sup> Se trata de un fichero binario sin cabeceras, en el que los valores de los píxeles se escriben de forma secuencial, fila a fila.

De este objeto, denominado BasicWin, descienden otros objetos que dan forma a los distintos tipos de imágenes que soporta ATW.

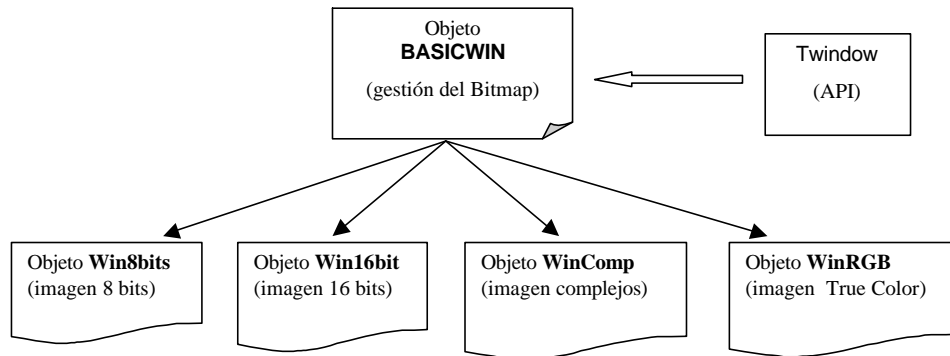


Figura 2-5. Estructura y herencia de los objetos de imágenes definidos en ATW Image.

El sistema aprovecha las propiedades de *herencia* de los objetos [Alfonseca-1992], por lo que los descendientes carecen de utilidades de manejo de ventana, ya que de esas tareas se encarga su antecesor BASICWIN. Los métodos de los objetos descendientes contienen las rutinas de cálculo adaptadas para cada tipo de imagen.

Esta filosofía de programación facilita la inclusión de cualquier tipo nuevo de imagen de manera sencilla y rápida, y por tanto el sistema mantiene una estructura evolutiva.

La aplicación principal consta de aproximadamente 53.000 líneas de código compiladas, junto con otras 2.000 líneas compiladas en forma de librerías de enlace dinámico (*Dynamic Link Libraries, DLL*).

Una descripción exhaustiva de este software resultaría excesivamente voluminosa, por lo que se ha decidido incluir el software completo en formato ejecutable en el CD-ROM adjunto como apéndice en el Libro 2 de esta memoria. Se incluye asimismo una copia escrita del fichero de ayuda en línea de la aplicación, en la que se puede consultar todas las funciones disponibles en el sistema.

El software completo está a disposición de la comunidad científica en términos de *freeware* a través de la dirección de internet

<http://www.geocities.com/atwimage>

De forma esquemática, la aplicación de tratamiento de imágenes consta de las siguientes áreas:

**Lectura y escritura de ficheros.**

- Formatos estándar de lectura: TIFF, BMP, JPEG, DICOM 3.
- Formatos estándar de escritura: TIFF, BMP, JPG.

**Utilidades de edición.**

- Exploración en tiempo real del valor de la imagen píxel a píxel a medida que se desplaza el cursor por la imagen. Visualización de un entorno de valores alrededor de un punto central (vecindad).
- Definición y superposición de rejillas rectangulares definibles por el usuario.
- Definición de marcadores (localizadores) gráficos superpuestos a la imagen.
- Cálculo de isolíneas.
- Definición, grabación, extracción y recuperación de Regiones de Interés (ROI) rectangulares o poligonales dentro de las cuales se realizan los procesados de imagen.

**Estadística.**

- Estadística básica de la imagen o de la ROI (máximo, mínimo, media etc.).
- Características de ROI poligonales (área y perímetro).
- Cálculo y visualización del histograma de la imagen. Visualización dinámica en la imagen de los puntos correspondientes a los distintos niveles del histograma. Cálculo del histograma acumulado.
- Perfiles de valores de la imagen representados en tiempo real, en direcciones perpendicular, horizontal u oblicuos con angulación libre. El valor de los perfiles se puede inspeccionar punto a punto.
- Exportación de datos a ficheros ASCII compatibles con hojas de cálculo y paquetes estadísticos.

**Operaciones con imágenes.**

- Operaciones aritméticas punto a punto entre imágenes del mismo tipo y tamaño (suma, resta, multiplicación, superposición, operaciones lógicas).

- Operaciones aritméticas punto a punto de una imagen con una constante (suma, multiplicación, operaciones lógicas).
- Operaciones geométricas
  - o Giro libre,
  - o Traslación en dos ejes,
  - o Inversión horizontal y vertical,
  - o Trasposición,
  - o Corrección geométrica genérica (spatial warping).
- Remuestreo (cambio de tamaño interpolado).
- Normalización del histograma.
- Conversión entre tipos de imágenes
  - o 8 bits a 16 bits y vv,
  - o 8 bits a complejos y vv,
  - o 16 bits a complejos y vv,
  - o RGB a 8 bits (tonos de gris).
- Morfología matemática en tonos de gris
  - o Erosión,
  - o Dilatación,
  - o Apertura (opening),
  - o Cierre (closing),
  - o Gradiente morfológico.
- Filtros lineales (máscaras de convolución para realce y extracción de bordes, suavizado etc.).
- Filtros no lineales
  - o Promedio (average),
  - o Mediana,
  - o Moda,
- Operaciones con imágenes de complejos
  - o Transformada Rápida de Fourier (FFT),
  - o Transformada inversa de Fourier,
  - o Normalización,
  - o Cálculo del conjugado,
  - o Multiplicación de imágenes de complejos.
- Lenguaje de scripts.

#### **Funciones de visualización (Tablas).**

- Inversión.
- Establecimiento dinámico de umbrales.
- Modificación del rango y pendiente de la función de visualización (Tablas rampa).
- Modificación libre de la forma de la función de visualización (Tablas variables).
- Ecuilibración del histograma.
- Seudocolor automático y manual.
- Modificación basada en histograma del nivel y ventana en las imágenes de 16 bits y complejos.

### **Miscelánea.**

- Impresión de imágenes con escala exacta.
- Adquisición de imágenes de escáner utilizando el protocolo estándar TWAIN.
- Información completa de los *Tags* DICOM.
- Menús multilingües (Castellano, Inglés y Valenciano).

## **2.4 El estándar DICOM.**

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*, Imagen digital y comunicaciones en medicina) es el estándar de comunicación e intercambio de imágenes médicas desarrollado por ACR (*American College of Radiology*) y NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) en 1993 y aceptado como estándar en Europa en 1995.

El contenido de DICOM va más allá de la definición de un formato de fichero para el intercambio de información entre equipos.

En DICOM se definen:

- Estructuras de datos (formatos) para imágenes médicas e información relacionada (p.e. historial del paciente).
- Servicios de red:
  - Transmisión de imágenes.
  - Acceso remoto a bases de datos de pacientes (PACS, *Patient Archiving and Communication Systems*).
  - Impresión remota de imágenes.
- Formatos de almacenamiento e intercambio de medios físicos.
- Requerimientos de adecuación al estándar de dispositivos y programas informáticos.

### **2.4.1 Estructuras de datos DICOM.**

Una imagen DICOM consiste en una lista de elementos (llamados atributos o *tags*) que contienen una multitud de información relacionada con la imagen:

- Paciente (nombre, sexo, número de identificación).

- Modalidad del dispositivo formador de imagen (Escopia digital, RNM, TC, SPECT, ecógrafo etc.) y modo de captura (parámetros de adquisición, datos de calibrado, dosis impartida, contraste suministrado, etc).
- Imagen (resolución, parámetros de visualización, tamaño, modo de color, etc).

DICOM define, para cada modalidad, qué elementos son imprescindibles, opcionales (pueden ser omitidos), y cuales son obligatorios bajo determinadas circunstancias. Esta flexibilidad le confiere una gran potencia como formato de intercambio, pero a su vez es un inconveniente del estándar, ya que la práctica ha demostrado que las imágenes DICOM están frecuentemente incompletas (algunos campos esenciales no están presentes o contienen valores incorrectos).

### **2.4.2 Servicios de red DICOM.**

El servicio de red DICOM está basado en el concepto cliente/servidor. Antes de que dos aplicaciones DICOM puedan intercambiar información, deben establecer una conexión. Para ello deben ponerse de acuerdo en:

- Quién es el cliente y quién el servidor.
- Qué servicios DICOM se van a utilizar.
- Cuál es el formato de transmisión de datos (comprimido o sin comprimir, implícito o explícito).

Sólo cuando ambas aplicaciones coinciden en sus requerimientos de transmisión, se puede establecer la comunicación.

El servicio de red básico DICOM es la transmisión de imágenes (en terminología DICOM: *Storage Service Class*), pero se han definido servicios más avanzados como son:



- *Servicio de archivo de imágenes (Query/Retrieve Service Class)*, que permite buscar imágenes en una base de datos PACS, siguiendo determinados criterios (paciente, tiempo de creación de las imágenes, modalidad, etc) y descargar selectivamente imágenes de esta base de datos.
- *Servicio de impresión (Print Management Service Class)*, que permite acceder a las impresoras en red de forma que puedan ser compartidas tanto por los puestos de trabajo como por las distintas modalidades (generadores de imagen).

### **2.4.3 Intercambio de medios de almacenamiento.**

De forma adicional a los servicios de comunicaciones, la especificación de los medios físicos de almacenamiento también está regulada por el estándar. Con el fin de asegurarse de que los medios de almacenamiento son realmente intercambiables, se definen unos perfiles de aplicación (*application profiles*) que indican explícitamente:

- Qué modalidades pueden estar presentes en el medio (p.e. sólo angiografías).
- Qué esquemas de codificación y compresión pueden utilizarse (p.e. sólo sin comprimir o JPEG sin pérdidas).
- Qué medio de grabación se utiliza (p.e. CD-R con sistema de ficheros ISO).

Cada medio (volumen) DICOM puede contener, además, un archivo DICOM adicional a las imágenes archivadas llamado DICOMDIR. Este fichero contiene información abreviada de todas las imágenes archivadas (nombre del paciente, modalidad, identificadores, etc), permitiendo un examen rápido del contenido del volumen sin tener que hacer una lectura completa del medio de almacenamiento (por ejemplo, se evita tener que leer un CD completo, interpretando la información contenida fichero a fichero).

## 2.5 Implementación de DICOM en ATW Image.

Debido a la importancia que tiene este formato de fichero en las imágenes médicas, se incluye esta sección con detalles sobre la implementación particular que se ha realizado de este formato dentro del sistema de imágenes desarrollado.

La implementación del estándar DICOM se realiza a nivel de lectura de ficheros.

La escritura de ficheros DICOM no está implementada.

Existen limitaciones en la implementación de lectura, dada la extensión del formato.

ATW soporta lectura de:

- Una sola imagen por fichero. No se admiten secuencias temporales ni espaciales de imágenes.
- Imágenes sin comprimir.
- Codificadas en 8 y 16 bits. Las imágenes de 24 bits aún no están soportadas.
- Codificadas con cualquiera de los dos órdenes de byte permitidos (*little-endian* o *big-endian*).
- Valores de imagen con o sin signo.
- Admite codificación tanto explícita como implícita de los Tags.
- No se ha implementado la lectura de ficheros DICOMDIR.

De los servicios de Red definidos por DICOM, ATW admite el envío y recepción de imágenes DICOM por red a través del servicio *Storage Service Class*, utilizando para ello las herramientas de dominio público desarrolladas en la Universidad de Oldenburg (Alemania) dentro del proyecto Offis (<http://www.offis.uni-oldenburg.de/projekte/dicom/>).

El acceso al servicio de bases de datos de pacientes (*Query/Retrieve Service Class*) no está implementado, por lo que no es posible el uso de ATW como servidor PACS, aunque sí como terminal receptor de imágenes.

El acceso al protocolo de impresión (*Print Management Service Class*), aunque está definido en la herramientas Offis, no está disponible ya que, al tratarse de una aplicación estándar de Windows, el sistema operativo se encarga de controlar remotamente las impresoras y por tanto este servicio no es inicialmente necesario.

Con la implementación del estándar DICOM y la inclusión del servicio de red, ATW es capaz de procesar imágenes obtenidas con cualquier equipo generador de imágenes que cumpla con el estándar.

## 2.6 Aplicaciones de videodensitometría.

Parte del control de calidad de las máquinas de tratamiento puede llevarse a cabo utilizando películas radiográficas para estudiar diversos parámetros dosimétricos del haz de radiación (rendimientos en profundidad, homogeneidad y simetría del haz, coincidencia del campo luminoso y de radiación). Estas películas se analizan posteriormente utilizando densitómetros analógicos computarizados [Carabante-1995].

Actualmente, dada la excelente linealidad de los detectores CCD [Díez-1992; Díez-1993] las medidas sobre películas se realizan mayoritariamente tras digitalizarlas y procesarlas con softwares específicos [Díez-1995; Díez-1996; GarcíaF-1999]. Este sistema de análisis de placas radiográficas con fines dosimétricos, denominado *videodensitómetro*, presenta evidentes ventajas sobre los analizadores analógicos clásicos, entre las que cabe destacar:

- Rapidez de medida en un eje y posibilidad de medida simultánea en 2D.
- Mayor muestreo de la información.
- Repetibilidad de la medida.
- Posibilidad de análisis bidimensional de campos conformados.

Como parte de los procesos dirigidos a la mejora de los tratamientos con Radioterapia utilizando tratamiento digital de imágenes, se ha desarrollado un sistema completo de análisis de haces de radiación para la verificación diaria

de las máquinas de tratamiento. La versión ejecutable se puede encontrar en el CD-ROM adjunto como apéndice en el Libro 2 de esta memoria.

Basado en la misma estructura de programa que ATW Image, el sistema está diseñado para realizar una verificación rápida diaria de los haces de radiación a través de:

- Procedimientos de calibrado de las películas en dosis o densidad óptica.
- Visualización de perfiles o rendimientos en profundidad a medida que se desplaza el cursor sobre la imagen.
- Cálculo de curvas de isodosis.
- Análisis de parámetros dosimétricos de las curvas.
- Medidas de distancias y ángulos.
- Almacenamiento de perfiles en formato ASCII estándar para facilitar análisis históricos del comportamiento dosimétrico de la máquina de tratamiento.

Los parámetros dosiméticos que se pueden evaluar son:

### **Rendimientos en profundidad.**

#### **Fotones:**

Dmax	Profundidad del máximo
D50	Profundidad del 50% de dosis respecto al punto de normalización
D20	Porcentaje de dosis a 20 cm. de profundidad
D10	Porcentaje de dosis a 10 cm. de profundidad
J10/J20	Relación de dosis a 10 y 20 cm de profundidad

#### **Electrones:**

Dsup	Porcentaje de dosis en superficie
Dmax	Dosis máxima
Dx	Porcentaje de dosis debida a contaminación de fotones
R85	Profundidad(es) del 85%, definiendo el rango terapéutico
R90	Profundidad(es) del 90%
Rmax	Profundidad del máximo
R50	Rango Medio: Profundidad del 50%
Rex	Rango extrapolado. La energía del haz es $E = (Rex - 0.25) / 0.51$
Rp	Rango práctico
Rq	Profundidad a la que la recta que define Rp alcanza la dosis máxima.
G	Gradiente de dosis: $G = Rp / (Rp - Rq)$
E0	Energía media en superficie: $E0 = 2.33 \times R50$

### Perfiles:

Tamaño de campo	Distancia en mm entre los puntos de 50%
Penumbra I	Penumbra izquierda del haz. Distancia entre los puntos de 80% y 20%
Penumbra D	Penumbra derecha del haz. Distancia entre los puntos de 8% y 20%
Homogeneidad	La homogeneidad se mide calculando la dosis máxima y mínima dentro de una zona central del perfil, definida como la zona entre los 80% del perfil
Simetría	El índice de simetría calcula el máximo de la relación entre valores de puntos simétricos respecto al eje, dentro de la zona de perfil comprendida entre los 80%

Estas herramientas están destinadas a contribuir al proceso del control de calidad del proceso global de la Radioterapia.

El software completo está a disposición de la comunidad científica en términos de *freeware* a través de la dirección de internet

<http://www.geocities.com/atwimage>

## **CAPÍTULO 3.**

### **El Simulador-TC de Radioterapia.**

La planificación del tratamiento es una etapa crucial para asegurar su éxito. Es, además, la etapa donde se pueden introducir un mayor número de variaciones para mejorar el tratamiento.

En este capítulo se describen los métodos y requisitos para la obtención de imágenes de uso en el proceso de planificación de tratamientos (sección 3.1). Posteriormente se describe el dispositivo utilizado en esta Tesis para obtener imágenes del paciente previas al tratamiento (sección 3.2) y se explica cómo se adapta un simulador convencional para dotarlo de un sistema de reconstrucción tomográfica (sección 3.3). Se analiza su calidad como tomógrafo, dentro de su uso en radioterapia y finalmente, en la sección 3.4 se exponen las correcciones necesarias para utilizar el intensificador de imagen del simulador como sistema de detección tomográfica.

#### **3.1 Obtención de imágenes de planificación.**

El proceso de planificación requiere la visualización de las estructuras internas del paciente, por lo que la herramienta fundamental de trabajo es de nuevo la radiación (radiografías).

Teniendo en cuenta que se irradia un objeto tridimensional y las radiografías sólo ofrecen una proyección plana del paciente, es necesario obtener tantas proyecciones del paciente como sea necesario para identificar la forma tridimensional de la zona a irradiar. Este hecho impone ciertas condiciones geométricas sobre la máquina generadora de Rayos X que se debe utilizar para la planificación del tratamiento, ya que debe permitir movimientos idénticos a los de la máquina de tratamiento y presentar imágenes geoméricamente compatibles.

Puesto que los equipos de rayos X convencionalmente utilizados en diagnóstico no disponen de la configuración geométrica de una máquina de tratamiento (el mayor requisito geométrico es la posibilidad de giro de  $180^\circ$  del emisor de radiación alrededor del paciente en sentido transversal y una distancia del foco al objeto de 80 cm para las unidades de cobalto o de 100 cm para aceleradores), las planificaciones de los tratamientos se realizaban inicialmente en la propia máquina de tratamiento, a base de irradiaciones cortas, suficientes para impresionar una placa radiográfica, pero muy inferiores a los tiempos habituales de tratamiento. Este procedimiento, no obstante, no es el más adecuado por tres razones principales:

- Elevada ocupación de la máquina, ya que las planificaciones pueden llegar a ser largas, con lo que se reduce el número de pacientes que pueden ser planificados y tratados diariamente.
- Baja calidad de imagen. La energía de tratamiento (superior a un MeV) produce imágenes de muy bajo contraste. Adicionalmente, la fuente de irradiación es un foco de emisión extenso y por tanto la imagen generada está poco definida (es borrosa).
- La energía utilizada es de tratamiento, por lo que, inevitablemente, se está suministrando innecesariamente al paciente una dosis que, aunque inferior, es comparable con la de una fracción de tratamiento.

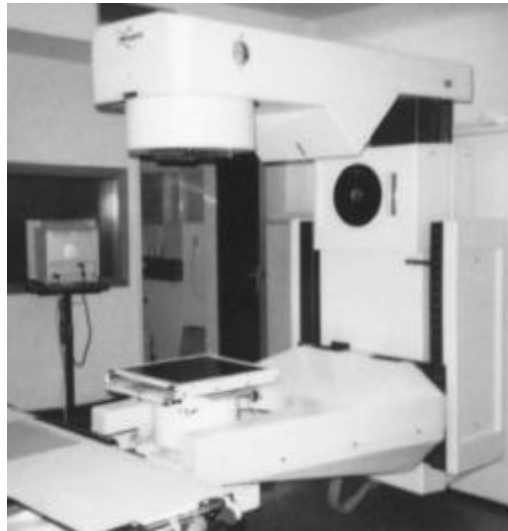
Debido a estas inconveniencias, a finales de los años 60 se desarrolló un equipo *ad-hoc* para las planificaciones consistente en un tubo de rayos X convencional montado sobre un dispositivo mecánico de geometría idéntica a

la de tratamiento (figura 3.1). Es lo que se conoce como **Simulador de Radioterapia**. Este dispositivo permite eliminar los inconvenientes de la planificación y simulación en la máquina de tratamiento. Permite verificar todos los aspectos del diseño del tratamiento y sus posibles reajustes antes de la primera sesión con radiación. En particular se pueden construir los sistemas de inmovilización del paciente para mantener la misma posición en la que será posteriormente tratado, y también es posible comprobar la corrección de los bloques de protección y conformación de haces.



Unidad de Cobalto.

Acelerador Lineal.



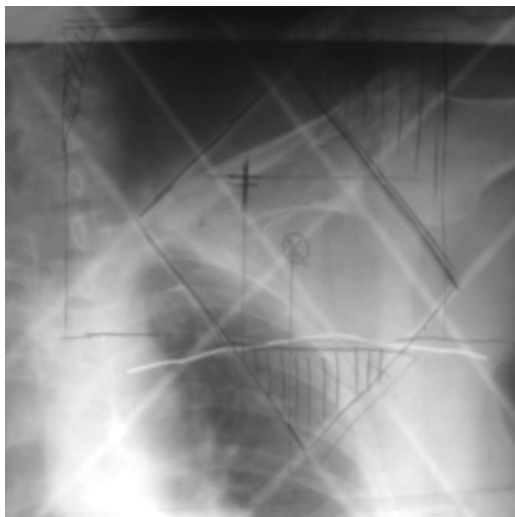
Simulador de Radioterapia.

Figura 3.1

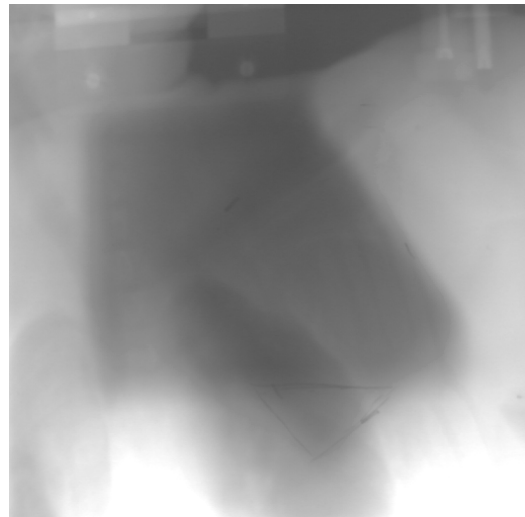
La geometría de las máquinas de tratamiento y el simulador es similar. Los equipos están configurados en forma de  $\Gamma$ , permitiendo el giro de  $180^\circ$  del brazo y la emisión del haz es perpendicular a él. La distancia entre la fuente de radiación y el punto del espacio alrededor del que gira el brazo (isocentro) es igual para la máquina de tratamiento y el simulador. De esta forma, un tratamiento simulado en el simulador es directamente reproducible en la máquina de tratamiento.



En la figura 3.2 puede observarse la diferencia entre una imagen del mismo paciente y misma localización anatómica obtenida con Rayos X en el simulador (radiografía) y con radiación gamma de 1.2 MeV de una Unidad de Cobalto (cobaltografía o fotongrafía). El contraste de la radiografía es mucho mayor, pudiéndose distinguir claramente las estructuras óseas (costillas, vértebras, cabeza humeral) y estructuras internas (pulmón). En el caso de la cobaltografía, el contraste es paupérrimo, por lo que la evaluación de este tipo de imágenes requiere una gran experiencia por parte del radioterapeuta. En la actualidad este tipo de imágenes se utiliza tras la planificación y simulación, durante la primera sesión de tratamiento, como un sistema de seguridad añadido, para comprobar que el volumen de irradiación planificado coincide con el que se va a irradiar (proceso de verificación). La baja calidad de las imágenes de verificación y su importancia hace que se dedique un esfuerzo importante para su mejora mediante técnicas de tratamiento digital de imágenes.



a)



b)

Figura 3.2. Imágenes de simulación. a) Simulador Convencional (radiografía). b) Máquina de tratamiento (fotongrafía).

El simulador de Radioterapia aporta otros beneficios al tratarse de una máquina de radiología diagnóstica: la técnica de fluoroscopia (visualización del paciente en tiempo real mediante una pantalla fluoroscópica acoplada a un intensificador de imagen en lugar de película radiográfica) posibilita la

visualización en tiempo real de ciertos movimientos de órganos, cuya excursión puede ser tomada en cuenta e incorporada en la geometría de los haces. Esta posibilidad se desarrolla en el capítulo 6.

El sistema de planificación basado en simulador adolece de tres problemas principales derivados del uso de proyecciones planas:

1. Por una parte, mediante radiografías no se puede obtener, ni siquiera aproximadamente, el contorno externo del paciente. En el capítulo 1 se ha descrito la influencia que tiene sobre la distribución de dosis tanto el espesor de tejido que ha de atravesar el haz como la oblicuidad con que incide sobre el medio a irradiar. De aquí la importancia de determinar con la mayor exactitud posible la forma y dimensiones del contorno (la sección transversal) del paciente. Esta carencia del simulador se resuelve utilizando diversos dispositivos mecánicos que permiten extraer el contorno en dimensiones reales o a escala sobre papel. En la figura 3.3 mostramos un pantógrafo destinado a obtener contornos externos. Un puntero acoplado sobre unas guías que permiten su desplazamiento horizontal y vertical se desplaza manualmente sobre la superficie del paciente. La posición del puntero se traslada a un marcador al que está ligado que dibuja el contorno sobre un papel adherido al tablero del pantógrafo. Como es de suponer, el sistema de contorneado es lento e impreciso. La exactitud del contorno depende fuertemente de la pericia del operario del dispositivo.

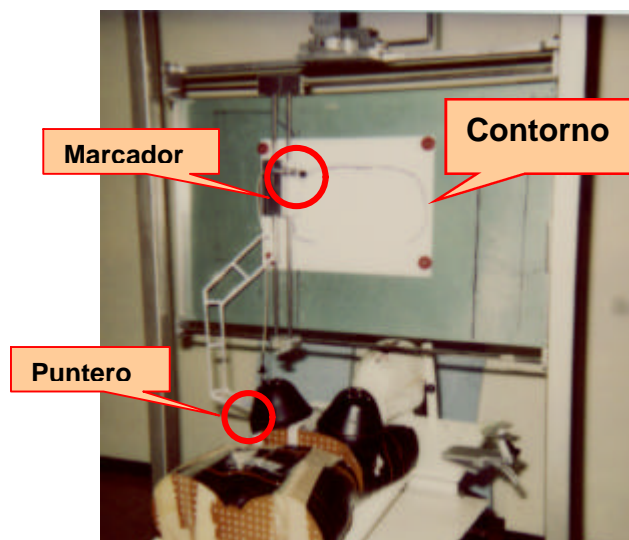


Figura 3.3. Pantógrafo para la obtención manual de contornos externos.

2. El segundo inconveniente es inherente a la técnica radiográfica: la superposición de tejidos sobre la radiografía hace que en la mayoría de los casos no sea posible visualizar el GTV directamente. Así pues se han de tomar referencias anatómicas (huesos y vías aéreas) en estas radiografías para posicionar los haces. Este hecho limita las posibles orientaciones de los haces a anteroposterior (AP), posteroanterior (PA) o lateral, que coinciden con las orientaciones de las proyecciones radiográficas en las que estas referencias se reconocen con mayor facilidad. Históricamente se han hecho algunos intentos basados en tratamiento digital de imágenes para simular una tomografía lineal que permitiera aislar estructuras internas en una radiografía en función de su profundidad [Costa-1983a; Costa-1983b] pero han quedado en el ámbito teórico dada su difícil implementación práctica y mediocres resultados [Costa-1985].
3. Por último, con estos sistemas no es posible la localización correcta de órganos internos en planos transversales del paciente, sobre los que posteriormente se realizarán los cálculos dosimétricos. Este es un grave inconveniente, ya que de esta forma no se pueden tener en cuenta las heterogeneidades del medio irradiado (principalmente pulmones) ni se conoce correctamente la posición ni tamaño de órganos críticos (riñones, corazón etc.). En el caso de tratamientos

de pared torácica, se puede lograr conocer la posición del pulmón para efectuar correcciones de heterogeneidad utilizando un ecógrafo lineal (técnica utilizada en el Hospital Clínico Universitario de Valencia antes de la instalación del simulador de radioterapia), tal y como se muestra en la figura 3.4:

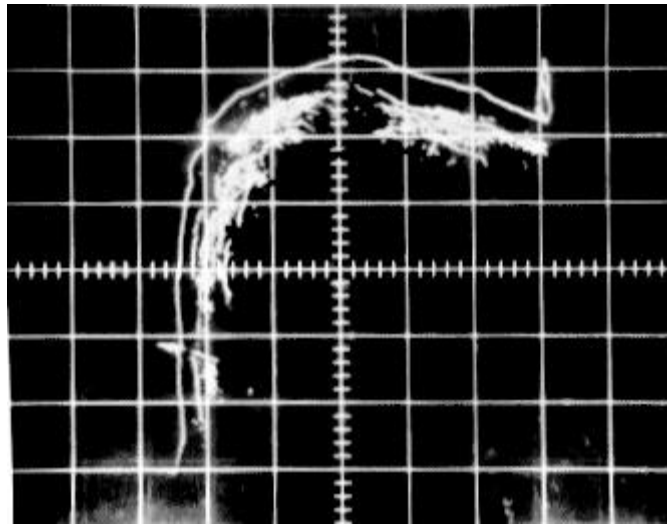


Figura 3.4. Determinación del espesor de la pared costal utilizando un ecógrafo lineal.

La superación de estas limitaciones vino con el uso en Radioterapia de los dispositivos de Tomografía Computarizada (TC) utilizados en diagnóstico.

Como es sabido, estos dispositivos reconstruyen múltiples cortes transversales del paciente en poco tiempo, lo que permite obtener una información volumétrica casi continua del paciente. Los contornos externos son muy exactos, así como el tamaño, posición y densidad de las estructuras internas. En la figura 3.5 se puede ver un TC PHILIPS TOMOSCAN instalado en el Servicio de Radioterapia de Hospital Clínico de Valencia, junto con una imagen generada con dicho dispositivo. Obsérvese que la configuración geométrica es completamente distinta de la de las máquinas de tratamiento y del Simulador de Radioterapia.



Figura 3.5. Dispositivo TC PHILIPS TOMOSCAN junto con una imagen reconstruida.

Durante la década de los 80, se utilizó extensivamente la planificación apoyada en pocos cortes de TC debido a la limitación informática que impedía el manejo masivo de múltiples imágenes de TC, junto con la escasez de TC exclusivos para Radioterapia.

En la década de los 90, el abaratamiento de los sistemas de TC y de los ordenadores, junto con el espectacular aumento de potencia de estos últimos, propició una revolución en el campo de la planificación y simulación. En efecto, utilizando un gran número de cortes de TC se puede reconstruir informáticamente un modelo *virtual* del paciente en 3 dimensiones. Los sistemas de cálculo de radioterapia (planificadores) actuales están basados casi exclusivamente en este concepto. El paciente ya no se planifica en el simulador convencional de radioterapia, sino en el ordenador, dando paso a lo que se conoce como **Simulación Virtual**<sup>1</sup>. Las imágenes radiográficas siguen siendo necesarias para la validación del tratamiento, pero con estos sistemas se generan digitalmente a partir de cortes de TC como Radiografías Digitalmente Reconstruidas, RDR. Con esta filosofía, el número de haces, junto con su tamaño, orientación y conformación se diseña directamente sobre el modelo virtual de paciente, utilizando técnicas específicas que permiten visualizar al paciente desde cualquier posición espacial, tanto externa como internamente. Los algoritmos de cálculo de dosis han evolucionado hasta

---

<sup>1</sup> En realidad debería ser *Planificación Virtual*, siguiendo la notación utilizada en esta Tesis. Se mantiene la acepción de *simulación* por ser la utilizada normalmente en la bibliografía.

obtener distribuciones 3D más realistas, teniendo en cuenta la información volumétrica del paciente, y no sólo plano a plano como se venía haciendo hasta finales de los años 80. Este concepto de planificación ha permitido el desarrollo de técnicas de cálculo y análisis de distribuciones de dosis extraordinariamente sofisticadas, que ya han sido comentadas en el capítulo 1.

Pese a toda este virtuosismo informático, la simulación virtual tampoco es capaz de solucionar todos los problemas de planificación, como se demostrará en el capítulo siguiente. Los TC diagnósticos disponen de una apertura de carcasa limitada que impide en ciertos casos (especialmente en tratamientos de mama) la realización de los cortes de TC en posición de tratamiento, falseando los resultados dosimétricos. Además, durante las simulaciones virtuales se obvia el movimiento interno de los órganos, con lo que se limita la pretendida exactitud en la definición de estructuras internas.

La imposibilidad inicial de disponer de TC exclusivos de Radioterapia por su alto precio durante la década de los 70 promovió el desarrollo de sistemas de reconstrucción tomográfica no estándar o TC no-diagnósticos [Webb-1990] mediante la *incorporación de un sistema que permite obtener imágenes tomográficas en el propio simulador*. Esto es mecánicamente posible por las especiales características del simulador, ya que incorpora tanto la fuente generadora de rayos X como el detector, en este caso un intensificador de imagen [Díez-1996b]. Por supuesto es necesario añadir un ordenador en el cual realizar los cálculos necesarios para reconstruir la imagen, así como disponer hardware adicional de conexión entre el simulador y el ordenador.

Se trata, por tanto, de un sistema (denominado a partir de ahora **Simulador-TC**) que reúne prácticamente todos los requisitos necesarios para la planificación moderna en radioterapia:

- Geometría idéntica a la de tratamiento,
- Calidad de imagen radiográfica,
- Contornos externos geoméricamente correctos con el paciente en posición de tratamiento.

Existen limitaciones en cuanto a la calidad de imagen que se obtiene (principalmente debido al sistema detector) y al número de cortes de TC que se pueden obtener, a la par que incorpora ciertas ventajas derivadas de su geometría de simulador convencional (posibilidad de reconstrucción de volúmenes grandes).

En la actualidad, este dispositivo representa una herramienta básica para la planificación de los tratamientos [Celi-1997], por lo que procedemos a su análisis detallado.

### 3.2 El simulador convencional de radioterapia.

Como ya se ha comentado, un simulador convencional de Radioterapia es un sistema electromecánico de idéntica geometría que las máquinas de tratamiento. En la figura 3.6 podemos ver un simulador de radioterapia de la firma MECASERTO, modelo SIMSCAN 2000, instalado en el Servicio de Radioterapia del Hospital Clínico Universitario de Valencia.

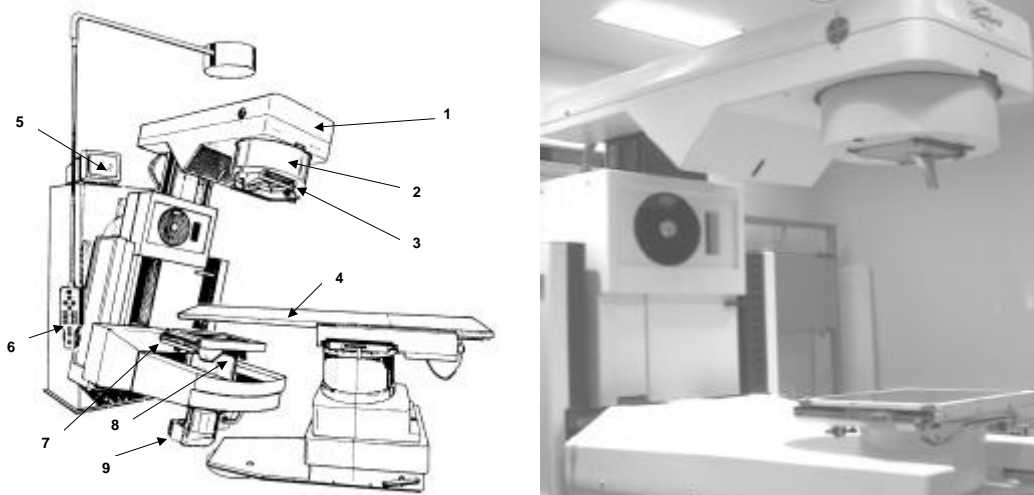


Figura 3.6.El simulador de radioterapia

A partir de la figura 3.6 podemos identificar las siguientes partes:

- 1) Cabeza del *gantry*<sup>2</sup>. Es la parte superior del brazo en forma de C (*gantry*) que contiene el tubo de rayos X. El *gantry* puede realizar un giro de poco más de 360° ( $\pm 180^\circ$ ), alrededor de un punto de simetría denominado **ISOCENTRO**. Además puede realizar un desplazamiento radial respecto del isocentro, cuyo valor se conoce como distancia FUENTE-ISOCENTRO (DFI). Este valor es muy importante, puesto que es un parámetro vital en la simulación, y posteriormente en el tratamiento. El valor numérico de esta distancia es visualizado en la consola del simulador y en un monitor de sala para su control (5). Según especificaciones del fabricante, el isocentro, con la máquina perfectamente calibrada debe estar confinado en una esfera de 1 mm de radio.
- 2) Colimador del tubo de rayos X. Unido físicamente a éste último, es el encargado de conformar la forma cónica con la que se emite el haz de rayos X a una pirámide con el vértice en el foco del tubo y de sección rectangular (a la altura del colimador) seleccionable, de manera que a la altura del paciente se irradie sólo la zona necesaria para impresionar la radiografía. Puede ser girado 360° en acimut. Además dispone de otras láminas coloreadas de plástico ligeramente plomado, denominadas limitadores de campo, cuya función es la de simular la proyección del haz de radiación de la máquina de tratamiento sobre la radiografía, en el caso de campos rectangulares simétricos o asimétricos.
- 3) Soporte especial para colocar bandejas con los moldes de plomo para radioterapia conformada. En este caso se pueden simular haces de forma arbitraria.
- 4) Mesa del simulador. Es la mesa sobre la que se colocan los pacientes a simular. Permite movimientos motorizados en las tres dimensiones espaciales, además de un giro acimutal, en este caso de forma manual. El pivote de giro es el isocentro. Las coordenadas de

---

<sup>2</sup> La palabra inglesa *gantry* no admite en este caso una traducción sencilla al castellano. Es la pieza rígida donde van montados los diversos componentes de la máquina. En ocasiones se le ha llamado *estativo*, aunque la acepción más común en castellano es *brazo*. En esta Tesis utilizaremos las acepciones *gantry* o *brazo* indistintamente.



posición de la mesa respecto al isocentro son visualizadas en unos monitores de sala, para su control por parte del operario. Está fabricada con material radiotransparente.

- 5) Es el monitor citado en el punto (1) y en el anterior.
- 6) Telemando de sala. Es un mando a distancia por cable que permite manipular todos los movimientos motorizados del simulador, a saber: giro del *gantry* (posición angular), distancias radiales respecto del isocentro, posición de la mesa, giro de los colimadores, apertura de los colimadores, apertura asimétrica de los limitadores de campo, desplazamiento lateral, radial y longitudinal del intensificador de imagen.
- 7) Bandeja porta chasis. En ella se introducen los chasis de distinto tamaño que contienen la película de rayos X para realizar radiografías. Además tiene un soporte para la parrilla antidifusora, que elimina la radiación difusa sobre la placa, como en los equipos convencionales de diagnóstico.
- 8) Intensificador de imagen. Es el detector que se utiliza para la técnica de radioscopia. En el caso de que el simulador disponga de un sistema de reconstrucción tomográfica, el intensificador será el detector con el que adquirir las proyecciones necesarias para reconstruir la imagen. (El del equipo utilizado en esta Tesis dispone de un diámetro nominal de 30 cm). Tiene la posibilidad desplazarse lateralmente para conseguir obtener imágenes de los laterales del paciente sin moverlo. También puede variarse su distancia radial respecto del isocentro, de forma que se puede variar la magnificación (y por tanto la resolución espacial) de la imagen. La longitud entre el isocentro y la pantalla del intensificador de conoce como distancia ISOCENTRO-INTENSIFICADOR (DII).
- 9) Este bloque está formado por la óptica necesaria para acoplar la pantalla secundaria del intensificador con la cámara de TV, y la propia cámara.

La sala de simulación, al igual que las de tratamiento, dispone de tres láseres de centrado perpendiculares entre sí, que han de coincidir en el isocentro mecánico de la máquina. Estos láseres, conocidos como transversal, coronal y sagital, sirven para centrar al paciente de una sesión a otra, de una manera precisa y repetitiva.

### 3.3 El simulador-TC.

Un Simulador Convencional de Radioterapia se puede convertir en un dispositivo TC al tratarse de un sistema radiógeno que dispone directamente de los dos elementos esenciales de un TC:

- Un emisor de rayos X que puede girar alrededor del paciente.
- Un sistema detector de Rayos X que se mueve solidariamente con el emisor.

Desde los primeros TC, han variado mucho los procedimientos de exploración, con objeto de obtener cortes más rápidos. Así, si atendemos a la clasificación existente en cuanto al esquema de adquisición de datos, estaremos pues hablando de un sistema de 3ª generación (figura 3.7), compuesto por una fuente y un único bloque detector, que gira simultáneamente con la fuente.

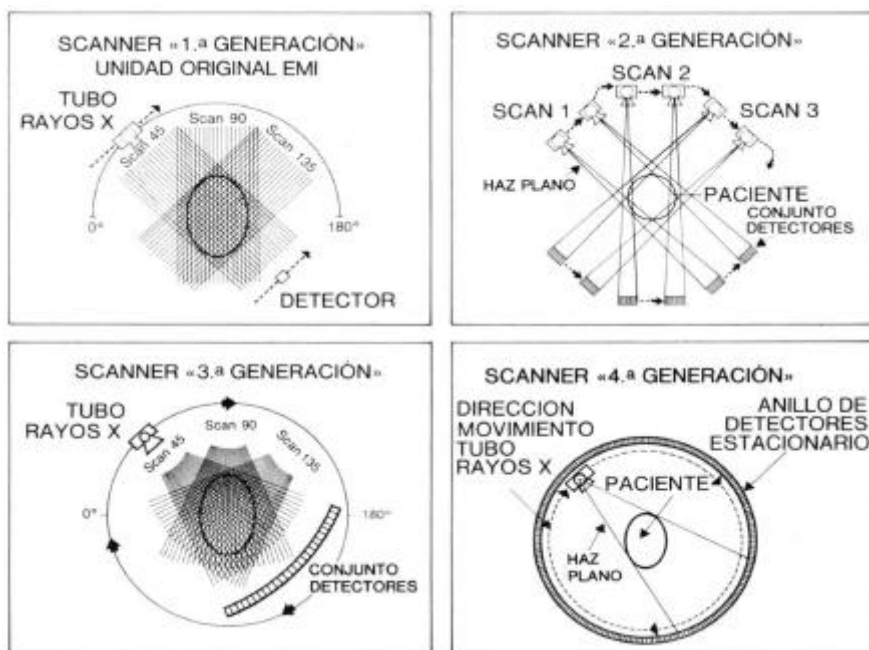


Figura 3.7. Las cuatro generaciones de tomógrafos computarizados.

Las características técnicas del Simulador-TC instalado son las siguientes:

**Estativo (*gantry*)**

Fabricante	Mecaserto
Modelo	SIMSCAN

**Radiología**

<i>Generador</i>	Fabricante	Merate
	Modelo	TF600
	Alta Tensión en escopia	<120 Kv
	mA. en escopia	< 4 mA

<i>Tubo RX.</i>	Fabricante	CGR
	Modelo	RS790
	Foco	1 - 2 mm

**Detector**

<i>Intensificador</i>	Fabricante	Thomson
	Modelo	TH 9436 HP
	Diámetro	30 cm

<i>T.V.</i>	Fabricante	Apelem
	Tipo	Rexicon
	Modelo	MN 44600

**Reconstrucción** (programada en hardware)

Fabricante	Kermath
Versión	TOP 2200
Túnel físico nominal	80 a 100 cm
Campo	30, 40 ó 50 cm
Anchura de corte	1, 2, 4 u 8 mm
Matriz	256x256
Rotación	360°
Tiempo de adquisición	1 minuto.

### 3.3.1 Geometría del simulador-TC.

Para describir adecuadamente las características de un simulador como TC, es necesario determinar ciertos parámetros geométricos que determinarán el tamaño máximo de reconstrucción y la apertura de carcasa. Nos basaremos en la figura 3.8 para describir con detalle cada uno de los conceptos y dimensiones presentes en la particular geometría que nos ocupa.

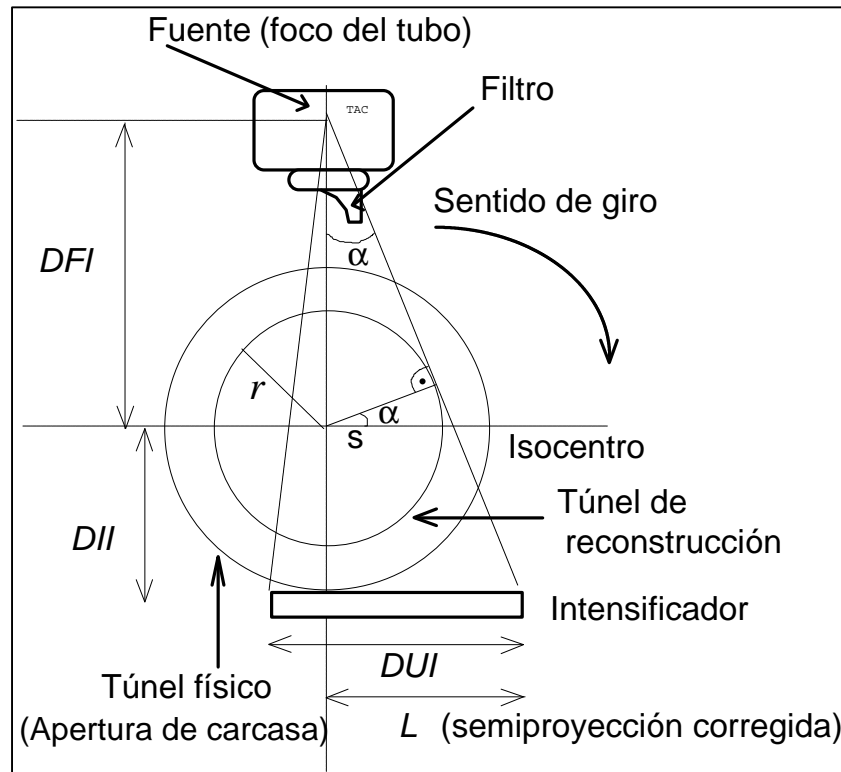


Figura 3.8. Geometría de un Simulador-TC.

**DFI:** Distancia foco-isocentro (habitualmente 100 cm, por semejanza con la DFI de un acelerador lineal).

**DII:** Distancia isocentro-intensificador. Determina el radio del círculo descrito por el extremo de la superficie del intensificador durante el giro del brazo (*gantry*). Este círculo (túnel físico, equivalente a la abertura de la carcasa de un TC diagnóstico) supone un límite de apertura del sistema y su diámetro es por tanto  $2xDII$ . Cualquier estructura de dimensión transversal mayor que el diámetro de este círculo producirá una colisión. Esta distancia se debe elegir de forma que maximice simultáneamente la apertura de carcasa y el diámetro del círculo de reconstrucción (habitualmente de 40 cm).

**DUI:** Diámetro útil del intensificador, determinado experimentalmente mediante el procedimiento descrito en la sección 3.4.

**L:** Semiproyección corregida<sup>3</sup>. El tamaño de la proyección sobre el intensificador del haz depende de su desplazamiento lateral menos una zona de incertidumbre y por tanto es menor que el diámetro útil del intensificador:

$$L = \kappa DUI \quad \text{Ec 3.1}$$

La constante  $\kappa$  depende de la implementación concreta del sistema de reconstrucción y es fija. En el sistema KERMATH instalado originalmente en el Hospital Clínico de Valencia, toma un valor de  $2\frac{111}{256}$ , fijado por el fabricante [Kermath-1990].

**r:** Radio del túnel de reconstrucción. Corresponde al radio del círculo centrado en el isocentro de la máquina dentro del cual se realiza correctamente la reconstrucción tomográfica. A partir de la figura anterior es sencillo su cálculo, teniendo en cuenta el punto de tangencia entre el túnel de reconstrucción y la línea que va del foco al borde externo del intensificador de imagen. Si llamamos  $\alpha$  al semiángulo del haz en abanico, se tienen las siguientes relaciones:

$$\cos \alpha = \frac{r}{s} = \frac{DFI + DII}{\sqrt{L^2 + (DFI + DII)^2}} \quad \text{Ec. 3.2}$$

Si aplicamos semejanza de triángulos,

$$\frac{L}{s} = \frac{L}{r} \cos \alpha = \frac{DFI + DII}{DFI} \quad \text{Ec. 3.3}$$

así pues, despejando  $r$  obtenemos

---

<sup>3</sup> Veremos más adelante (sección 3.4) que debido a las limitadas dimensiones del detector, éste debe desplazarse lateralmente para simular un tamaño mayor, a costa de adquirir el doble de proyecciones que se requieren en un tomógrafo convencional.

$$r = \frac{L \cdot DFI}{\sqrt{L^2 + (DFI + DII)^2}} \quad \text{Ec. 3.4}$$

De la ecuación 3.4 se desprende que el tamaño del círculo de reconstrucción depende de dos parámetros (DFI y DII) que en un TC diagnóstico son fijos (como se puede observar en la figura 3.5) pero que en un simulador son modificables de forma arbitraria.

Variando estos dos parámetros obtenemos la familia de curvas que se muestra en la figura 3.9.

La constante  $L$  toma el valor de 24.9 cm obtenido a partir de la calibración del sistema. De esta representación gráfica es interesante observar que se puede obtener el mismo círculo de reconstrucción con distintas configuraciones geométricas de la máquina.

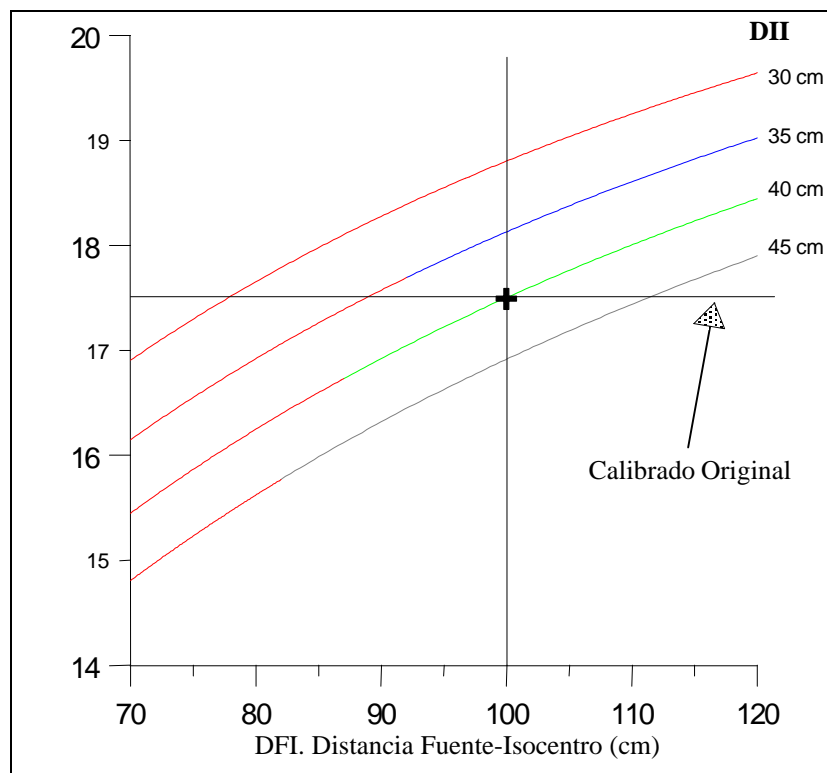


Figura 3.9. Radio de reconstrucción de un simulador-TC

El parámetro  $L$  (longitud de la semiproyección filtrada) de la ecuación 3.4 depende del diámetro útil del intensificador (DUI) a través de la ecuación 3.1. La determinación de DUI está condicionada tanto por  $DFI$  y  $DII$  de una forma

que no es trivial. Para estudiarla, se han realizado calibrados del TC modificando simultáneamente ambas distancias y de ellos se ha obtenido el valor de DUI. Los resultados se muestran en la figura 3.10, donde puede observarse que se obtiene una familia de curvas (una por cada DII) y que DUI aumenta con DFI hasta un cierto valor límite.

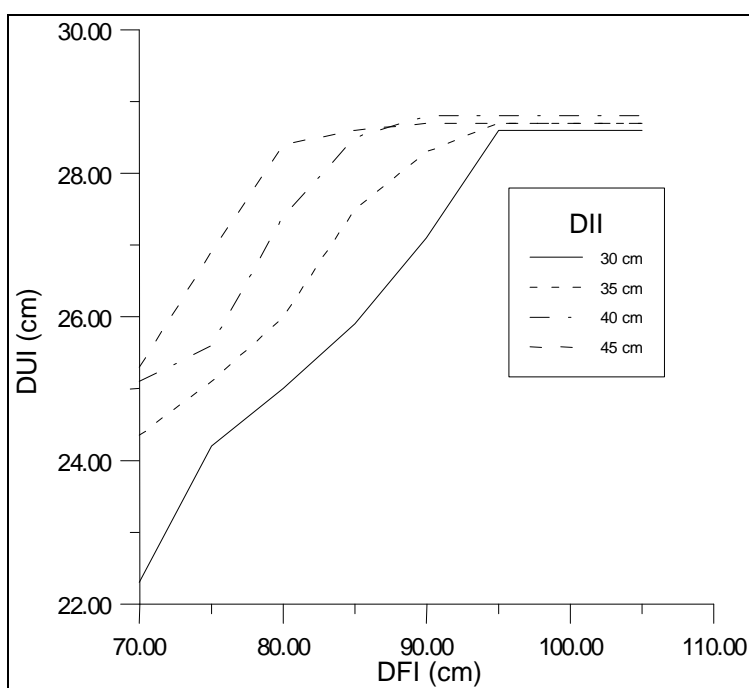


Figura 3.10. Diámetro útil de intensificador (DUI) medido, en función de DII y DFI.

El análisis de los datos obtenidos tras los diversos calibrados (Tabla 3.1) se observa que DUI es prácticamente constante en las diagonales de la tabla, indicando su dependencia con la suma  $DII+DFI$  y que para los valores de  $DII+DFI$  mayores que 130, el diámetro útil es constante.

DUI	70	75	80	85	90	95	100
30	22.3	24.2	25	25.9	27.1	28.6	28.7
35	24.35	25.1	25.6	27.5	28.3	28.7	28.7
40	25.1	25.6	27.4	28.5	28.8	28.8	28.7
45	25.3	26.9	28.4	28.6	28.7	28.7	28.7

Tabla 3.1. Diámetro útil del intensificador (DUI) en cm medido para varias combinaciones de DFI (Columnas) y DII (Filas).

A tenor de estos datos, se observa que DUI aumenta al aumentar la distancia completa (DII+DFI) hasta alcanzar un diámetro útil máximo  $DUI_{max}$  para una combinación  $(DII+DFI)_{límite}$ , de forma que este comportamiento se puede modelizar como:

$$DUI = (DFI + DII) \frac{DUI_{max}}{(DFI + DII)_{límite}} \quad \text{Ec. 3.5}$$

Con estas condiciones, el radio del círculo de reconstrucción se desvía del establecido por la ecuación (3.4) y pasa a ser:

$$r = \begin{cases} \frac{k \cdot DFI \cdot \frac{DUI_{max}}{(DFI + DII)_{límite}}}{\sqrt{\left(k \frac{DUI_{max}}{(DFI + DII)_{límite}}\right)^2 + 1}} & ; (DFI + DII) < (DFI + DII)_{límite} \\ \frac{k \cdot DUI \cdot DFE}{\sqrt{(kDUI)^2 + (DFI + DII)^2}} & ; (DFI + DII) \geq (DFI + DII)_{límite} \end{cases} \quad \text{Ec. 3.6}$$

siendo la constante  $\kappa=222/256$ , según se indicó en la ecuación 3.1.

El valor de  $(DFI+DII)_{límite}$  se obtiene realizando un ajuste lineal entre los valores de (DFI+DII) y los valores de DUI medios medidos. Para el caso de la Tabla 3.1 se obtiene un valor de  $(DFI+DII)_{límite} = 128$  cm.

En la figura 3.11 se muestra gráficamente este comportamiento. En ella, las curvas sólidas corresponden a la función modificada (Ec. 3.6) y las curvas punteadas representan el comportamiento esperado según la función original (Ec. 3.4).



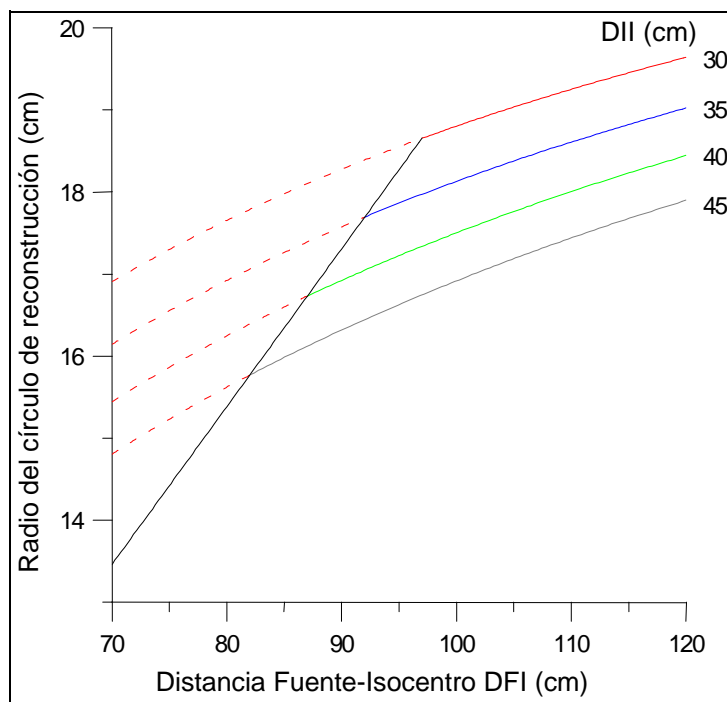


Figura 3.11. Radio corregido del círculo de reconstrucción en función de DFI y DII.

La veracidad de la ecuación 3.6 se ha comprobado realizando calibrados a distintas combinaciones (DFI+DII). Para cada una de ellas, se han realizado cortes de TC del maniquí AAPM<sup>4</sup> [Judy-1977] y se ha medido el diámetro del círculo de reconstrucción, obteniéndose la escala a partir de las dimensiones del maniquí. Los resultados se muestran en la tabla 3.2, donde se observa que la ecuación 3.6 determina correctamente el diámetro.

DFI (cm)	DII (cm)	DFI+DII (cm)	Radio Ec. 4 (cm)	Radio Ec. 6 (cm)	Radio experimental ( $\pm 0.2$ cm)
70	35	105	16.1	13.4	13.3
75	40	115	15.9	14.3	14.2
80	35	115	16.9	15.3	15.7
85	35	120	17.2	16.2	16.2
85	45	130	15.9	15.9	16.1
90	45	135	16.3	16.3	16.5
100	45	145	16.9	16.9	17.3

Tabla 3.2. Comprobación experimental de la Ecuación 3.6.

<sup>4</sup> Maniquí cilíndrico diseñado por la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) para el control de calidad de los TC

Tras el proceso de calibrado del equipo, se determinó una DFI de 100 cm y un DII de 40 cm. El diámetro nominal del intensificador instalado es de 30 cm y el diámetro útil (*DUI*) determinado tras la calibración fue de 28.7 cm. Con estas condiciones geométricas, el túnel físico (2 veces la distancia eje-intensificador) es de 80 cm de diámetro y el túnel teórico de reconstrucción de resulta de 35 cm de diámetro, calculado a partir de la ecuación 3.6.

### 3.3.2 Tamaño del campo de reconstrucción y del píxel.

El equipo dispone de tres tamaños de campo predefinidos, de 30, 40 ó 50 cm de diámetro, aunque el diámetro máximo de reconstrucción es común para todos ellos. Para evaluar el tamaño real reconstruido, se han realizado cortes del maniquí AAPM, de diámetro conocido (21,5 cm) y se ha medido sobre la imagen el tamaño resultante para cada uno de los tamaños de campo. El tamaño del píxel se determina dividiendo el tamaño efectivo determinado por el número de píxeles correspondiente a ese tamaño.

Las medidas realizadas sobre las imágenes obtenidas del maniquí AAPM muestran una buena concordancia con los valores nominales y los calculados con la ecuación 3.6, tal y como se muestra en la tabla 3.3.

Tamaño (lado) de imagen Nominal (cm)	Tamaño (lado) de imagen medido (cm)	Diámetro de reconstrucción calculado (cm)	Diámetro de reconstrucción medido (cm)	Tamaño (lado) del píxel (cm)
30	30.7±0.2	35.01	35.8±0.2	0.12±0.01
40	40.9±0.3	35.01	35.6±0.3	0.16±0.02
50	48.6±0.4	35.01	35.6±0.4	0.19±0.03

Tabla 3.3. Determinación experimental de las dimensiones del túnel de reconstrucción y tamaño de píxel.. Se ha medido el tamaño completo de la imagen y el diámetro del círculo de reconstrucción, comparándolo con el deducido a partir de la ecuación 3.6. Finalmente se ha medido el tamaño de un píxel para cada uno de los tres tamaños de imagen.

El diámetro del círculo de reconstrucción medido en nuestro simulador es de 35.5 cm. Este tamaño de reconstrucción de la imagen depende directamente del diámetro del intensificador empleado, por lo que se requiere que éste sea de 30 cm como mínimo. Para casos de tórax o pelvis, este tamaño es insuficiente, y ha de recurrirse a la obtención de imágenes parciales, adquiriendo tan sólo la zona que va a ser irradiada. Este método supone que en determinadas orientaciones angulares, el objeto es mayor que el campo de visión del detector, produciéndose al final una reconstrucción a partir de proyecciones incompletas que da origen a parte de los artefactos presentes en la imagen [Gore-1980].

Asimismo, existen determinados factores mecánicos (especialmente el posicionado del intensificador) que limitan la calidad de la imagen. Por ello, en este tipo de dispositivo, el control diario de dicho posicionamiento es esencial, y debe incluirse en el protocolo de controles periódicos de la máquina.

### 3.3.3 Anchura de corte.

El fabricante ofrece tres anchuras de corte posibles, de 1, 2, 4 u 8 mm. La anchura real de corte se determina con ayuda de la sección correspondiente del maniquí AAPM. Esta sección consta de tres finas láminas de aluminio orientadas a  $45^\circ$  respecto a la vertical. Debido a su inclinación, la imagen resultante de las láminas será en forma de bandas, tanto más anchas cuanto mayor sea la anchura de corte seleccionado (figura 3.12).

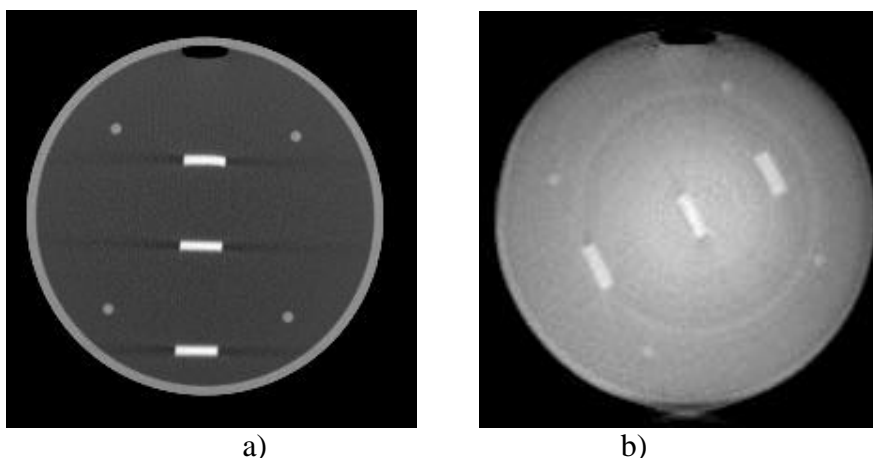


Figura 3.12. Sección de anchura de corte del maniquí AAPM obtenido con un TC diagnóstico (a) y con el Simulador-TC (b).

Se han tomado imágenes de esta sección para cada anchura y tamaño de campo posibles.

En cada imagen se ha determinado la anchura de corte, tomando como "anchura efectiva" la anchura a altura mitad del perfil de la imagen de la lámina.

La anchura real de corte medida para cada tamaño de campo se muestra en la Tabla 3.4, observándose una desviación importante frente a la anchura especificada por el fabricante. La anchura especificada en realidad se refiere a un múltiplo de 1, 2, 4 u 8 veces un grosor base que depende de la magnificación y de la relación existente entre el diámetro útil del intensificador y el periodo de la línea de TV que lo cubre [Kermath-1990].

La anchura de corte medida experimentalmente difiere de la especificada por el fabricante. Los resultados muestran una variación entre 1.7 mm. para el corte más ancho (8 mm.) y 3.4 mm. para el más fino (1 mm.). Esta característica de la reconstrucción contribuye a la pérdida de definición respecto a la esperada.

Anchura especificada	Anchura medida (mm.)		
	30 cm.	40 cm.	50 cm.
1 mm.	3.4±0.2	3.2±0.3	3.3±0.4
2 mm.	4.2±0.2	4.1±0.3	4.4±0.4
4 mm.	6.9±0.2	6.8±0.3	6.8±0.4
8 mm.	13.1±0.2	13.6±0.3	13.7±0.4

Tabla 3.4. Determinación experimental de la anchura de corte. Para cada tamaño de campo nominal (30, 40 y 50 cm.) se ha determinado la anchura de corte que corresponde a cada una de las anchuras especificadas por el fabricante (1,2,4 y 8 mm.).

### 3.3.4 Ruido y contraste.

Se determinan con la ayuda de la sección de contraste y linealidad del maniquí, que consta de 5 cilindros de distintos materiales plásticos de densidad similar al agua inmersos en agua (figura 3.13).

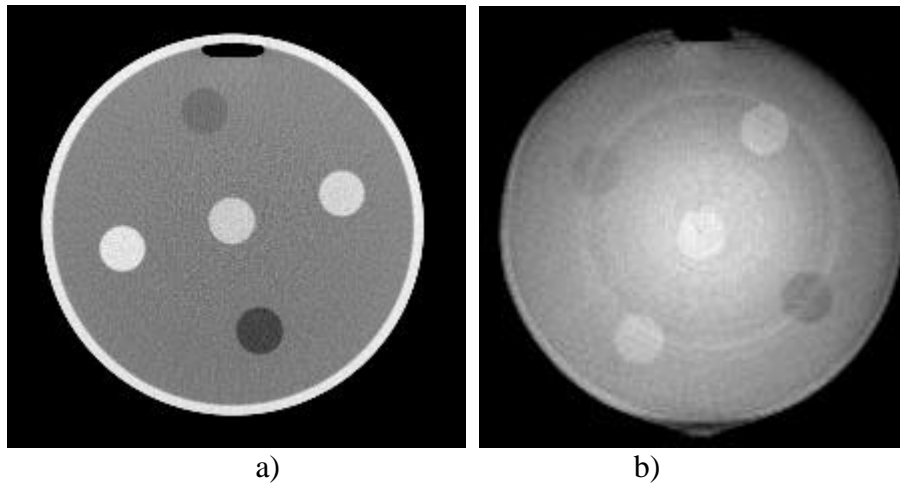


Figura 3.13. Sección de contraste del maniquí AAPM obtenido con un TC diagnóstico (a) y con el Simulador-TC (b).

El software de reconstrucción incorpora 4 filtros de convolución espacial, (dos de suavizado, uno de realce de bordes y otro de aumento de contraste), aunque no especifica sus características. Tampoco especifica si el filtrado correspondiente se aplica sobre las proyecciones individuales o sobre la imagen finalmente reconstruida. Obviamente, la aplicación de un filtro u otro modifica el ruido y contraste de la imagen final, por lo que ambos parámetros se han estudiado para todos los filtros que incorpora el sistema. Para ello se utiliza la siguiente expresión para determinar la relación señal-ruido (SNR):

$$SNR = \frac{100 \cdot \sigma(H_2O)}{NS(H_2O) - NS(aire)}, \quad \text{Ec. 3.7}$$

siendo  $\sigma(H_2O)$  la desviación típica de los valores (en escala de grises o valor digital) obtenidos para el agua, y  $NS(H_2O)$  y  $NS(aire)$  los valores medios obtenidos para agua y aire. Definiremos el contraste global como la diferencia entre el valor digital obtenido para el aire y el agua. La linealidad en contraste se determina midiendo este valor para cada uno de los cilindros de plástico.

Los valores para los dos filtros de mayor y menor contraste y espesor de corte de 4 mm. se dan en la tabla 3.5, junto con los valores obtenidos para un TC diagnóstico en las mismas condiciones de reconstrucción.

	Simulador-TC		Diagnóstico
	Filtro realce	Filtro Contraste	Sin Filtro
Contraste	113	179.5	1066
$\sigma(H_2O)$	$\pm 5.0$	$\pm 3.9$	$\pm 5.0$
Ruido (%)	4.4%	2.2%	0.47%

Tabla 3.5. Ruido y contraste del simulador –TC y de un TC diagnóstico.

De los resultados se observa que el rango dinámico de las imágenes del simulador-TC es del 11% al 18% de la escala Hounsfield<sup>5</sup> completa. Este bajo contraste es debido principalmente a la aparición de ruido estructural por la incorrecta posición del intensificador. Otros factores tales como la fluctuación de las constantes radiológicas durante la adquisición (KV y mA) y la baja tasa de dosis en modo de escopia producen ruido cuántico en el detector que finalmente se refleja en un aumento del ruido y disminución del contraste. El bajo contraste trae como consecuencia que no se puedan distinguir con claridad distintas regiones de tejido blando en las imágenes. No obstante, las estructuras con densidades sensiblemente distintas del agua (hueso y aire) son perfectamente detectadas. Por este motivo, las imágenes reconstruidas con este sistema no son en absoluto válidas para diagnóstico, pero permiten identificar y delimitar con absoluta fiabilidad pulmones, vías aéreas, estructuras óseas, médula, corazón etc.

La estabilidad temporal del contraste se ha estudiado tomando imágenes con las mismas características radiológicas a lo largo de 12 días consecutivos, comparando el contraste medido para cada una de ellas, normalizado al valor obtenido el primer día de la serie, encontrándose una desviación menor del 0.5% (figura 3.14).

<sup>5</sup> Se define el número Hounsfield de un tejido como  $H = \frac{\mu_t - \mu_a}{\mu_a} \cdot K$ , donde  $\mu_a$  es el coeficiente de

atenuación lineal del agua,  $\mu_t$  el coeficiente de atenuación lineal del tejido y K es una constante conocida como factor de contraste. En los TC actuales, K toma el valor de 1000. De este modo, el agua tiene un número Hounsfield igual a cero, el aire valor +1000 y el tejido óseo –1000.

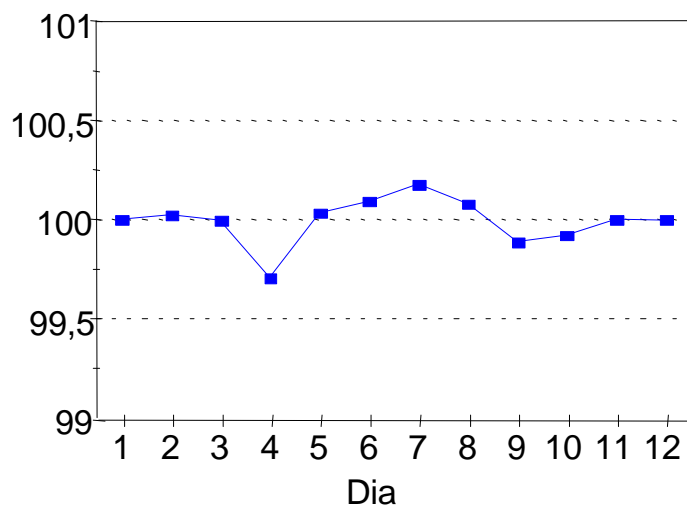


Figura 3.14. Evolución de la escala de contraste con el tiempo.

El sistema de generación de radiación en un simulador-TC está formado, tal y como se ha indicado anteriormente, por un tubo de Rayos X y un generador convencionales. Cuando la máquina se configura en modo TC, no existe, a priori, ninguna limitación en cuanto a la intensidad de corriente (mA) o kilovoltaje (KV) que se pueda utilizar para adquirir imágenes (excepto, lógicamente, aquellas combinaciones que puedan dañar al tubo y que son impedidas por el generador).

La señal generada por el tubo y transmitida por el paciente ha de pasar por una cadena completa de detección (intensificador + cámara de vídeo+amplificador+software de adquisición) para realizar la reconstrucción tomográfica. Si la radiación transmitida por el paciente provoca una señal en la cadena de detección demasiado alta o demasiado baja, es posible que se alcancen los límites de detección del sistema y no se obtengan imágenes fiables bien por saturación o por falta de señal.

Puesto que en nuestro simulador TC no existe ningún procedimiento de calibrado a este respecto, hemos estudiado la variabilidad del sistema con el mA y KV a través de la medida del contraste. Para ello se han realizado cortes de la sección de contraste con distintas combinaciones de mA y KV y se ha medido el contraste que ofrece cada uno de los cilindros de plástico. En la figura 3.15 se puede observar una muestra de estas medidas. Se trata de la respuesta obtenida seleccionando 2.5 mA y energías entre 90 KV y 115 KV.

Puede observarse que para las energías más bajas y altas, el contraste medido sufre fluctuaciones que no son explicables a partir de las propiedades radiológicas de los materiales. Lo que ocurre es que a energías bajas (curva de 90 KV) la señal que llega al sistema de detección tras atravesar el maniquí es tan débil que la información queda falseada por el ruido de fondo que siempre está presente en un sistema de vídeo. Cuando la señal que recibe el sistema de detección es alta (bien por efecto de un mA y/o de una energía muy alta, o bien porque la radiación no resulta muy atenuada, como es el caso de pequeños espesores o de zonas externas del paciente), se producen importantes saturaciones de imagen en el vidicón, provocando diversos efectos sobre la imagen que impiden cualquier análisis cuantitativo en la imagen reconstruida (curva de 115 KV. en la figura. 3.15).

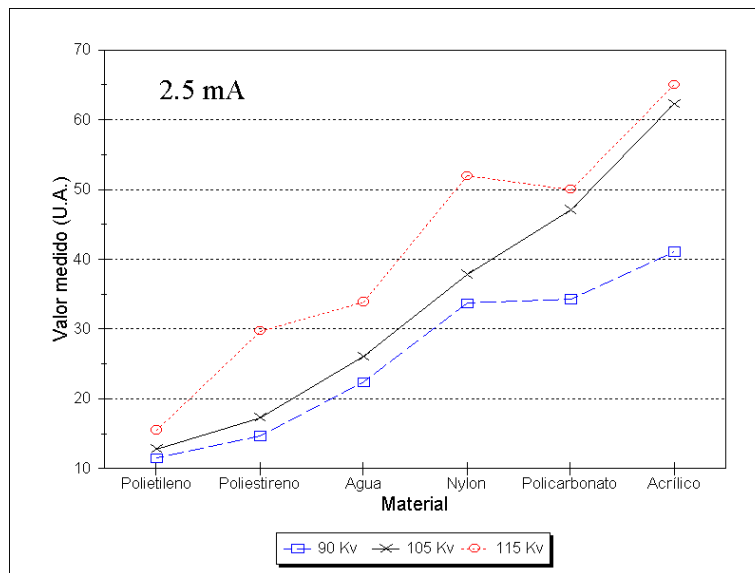


Figura 3.15. Respuesta del sistema con distintas calidades de haz.

Se ha representado el valor digital medido (en unidades arbitrarias) para cada cilindro de la sección de contraste del maniquí AAPM para tres energías distintas.

Del análisis realizado se desprende que no todas las combinaciones permitidas de mA y KV son utilizables y que por tanto es conveniente determinar qué selección de parámetros radiológicos es la más adecuada para cada tipo de exploración. Este calibrado depende por completo, tanto del tipo de tubo de Rayos X y de generador, como del sistema de detección (intensificador y cámara), por lo que los resultados aquí obtenidos no son extrapolables a ninguna otra máquina. No obstante, es aconsejable realizar



este tipo de pruebas, ya que permiten determinar de una forma objetiva las mejores características dependiendo del tipo de exploración.

En resumen, el sistema descrito cubre un 15% de la escala Hounsfield completa, pero se ha demostrado que con este contraste el contorno externo del paciente y sus órganos internos quedan bien diferenciados y por tanto el dispositivo cubre suficientemente las necesidades de precisión que se requieren en Radioterapia. La escasez de contraste es debida básicamente al sistema de detección. Este hecho sugiere la utilización de sistemas alternativos de bajo ruido, tales como detectores de estado sólido en forma de matrices de CCD (*Charge Coupled Device*) en lugar de cámaras de TV de tubo de vacío (tipo Vidicón).

La aparición de ruido estructural en la imagen se produce principalmente por la fluctuación de las características radiológicas en el momento de la adquisición, lo que induce a introducir controles periódicos de estabilidad del tubo.

### **3.3.5 Resolución espacial.**

Se determina calculando directamente la función de transferencia de la modulación (MTF) del sistema. Para ello se calcula la transformada de Fourier de su respuesta impulsional (PSF) [ICRU-1986]. Realizando un corte en la sección de resolución del maniquí AAPM, que dispone de un hilo de aluminio de 0.014 cm de diámetro (figura 3.16), se obtiene dicha respuesta impulsional.

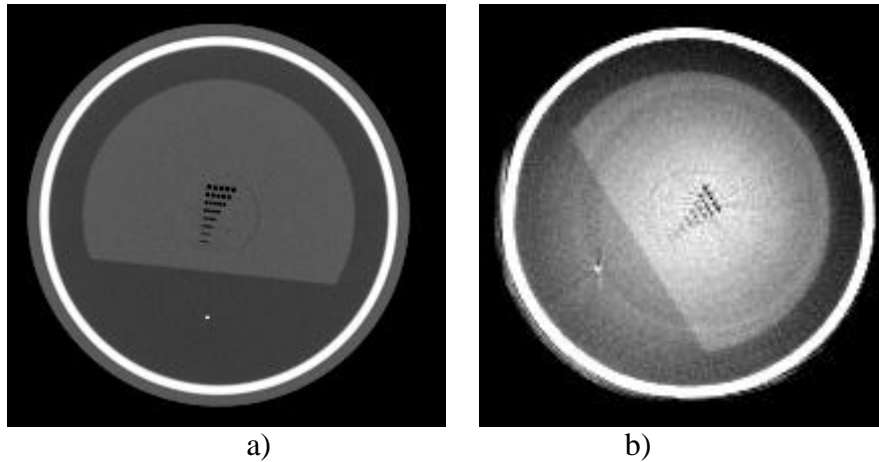


Figura 3.16. Sección de resolución espacial del maniquí AAPM obtenido con un TC diagnóstico (a) y con el Simulador-TC (b).

La MTF también puede determinarse a partir del método propuesto por Nickoloff y Riley [Nickoloff-1985]. Suponiendo que la respuesta impulsional es una gaussiana, la MTF se puede calcular a partir de la anchura a altura mitad (AAM) de la PSF:

$$MTF(\mathbf{n}) = \exp\left\{-\left(\frac{\mathbf{p} \times AAM \times \mathbf{n}}{2 \times \sqrt{\ln 2}}\right)^2\right\} \quad \text{Ec. 3.8}$$

siendo  $v$  la frecuencia espacial. Este método es sencillo y rápido de aplicar, aunque no permite la determinación de la frecuencia de corte (Nyquist), ni proporciona ninguna información acerca del aliasing (frecuencias espúreas).

La resolución espacial medida en el peor de los casos (imagen de 256x256 píxeles tomada con un campo de reconstrucción nominal de 50 cm y espesor de corte de 8 mm.) se muestra en la figura 3.17. La MTF se ha determinado calculando directamente la transformada de Fourier de la respuesta impulsional del sistema. La frecuencia de corte o frecuencia de Nyquist corresponde al primer cero de la MTF, que en este caso es de 4.3 pl/cm. A partir de esta frecuencia, la MTF crece de nuevo (fenómeno de *aliasing*), obteniéndose un aumento ficticio del contraste en objetos de muy alta frecuencia espacial. La MTF de un TC diagnóstico se representa a partir de valores tomados de [Diallo-1993] utilizando el método de Nickoloff.

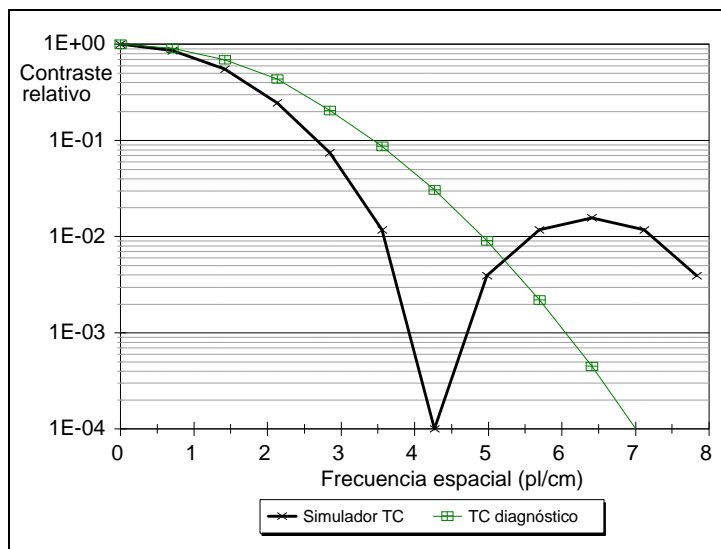


Figura 3.17. MTF del simulador-TC frente a un TC diagnóstico. Obsérvese la aparición de aliasing en la curva del simulador, con un aparente aumento del contraste en regiones de alta frecuencia espacial.

El tamaño del foco del tubo de rayos X es un elemento decisivo para la calidad final de la imagen. El uso de un foco lo más fino posible facilita, por una parte el calibrado del posicionado del intensificador, y por otro lado, aumenta la resolución espacial y disminuye el ruido estructural.

El resultado final de las imágenes reconstruidas puede verse en la figura 3.18. Se muestran diversas zonas anatómicas obtenidas con nuestro simulador TC y que reflejan algunas de las propiedades analizadas.

a) *Apertura de la carcasa (Túnel físico)*: La figura 3.18a muestra una imagen de mama tomada en posición de tratamiento sobre plano inclinado. En ella se observan los marcajes de los límites de la zona de irradiación.

b) *Contraste*: La figura 3.18b muestra una imagen de tórax, en la que se aprecia la correcta delimitación del volumen pulmonar, corazón y médula. Durante el minuto de adquisición de imagen, el paciente respira normalmente. Este movimiento respiratorio provoca una ligera indeterminación del contorno pulmonar, pero el volumen reconstruido resultante, consecuencia de esta integración temporal, representa el volumen efectivo de pulmón durante el tratamiento.

La figura 3.18c muestra una imagen de pelvis. Este es el tipo de imagen más crítico en este sistema, y el más afectado (junto con imágenes de cerebro)

por el bajo contraste. No obstante, en ella se puede apreciar perfectamente las estructuras óseas y la vejiga, que ha sido marcada previamente con contraste radiológico.

c) *Resolución espacial*: La figura 3.18d muestra una imagen de cabeza. La resolución espacial del sistema permite identificar las piezas dentales y las ramas verticales de las mandíbulas. Puede observarse el sistema de inmovilización del paciente y la correcta identificación de la médula espinal.

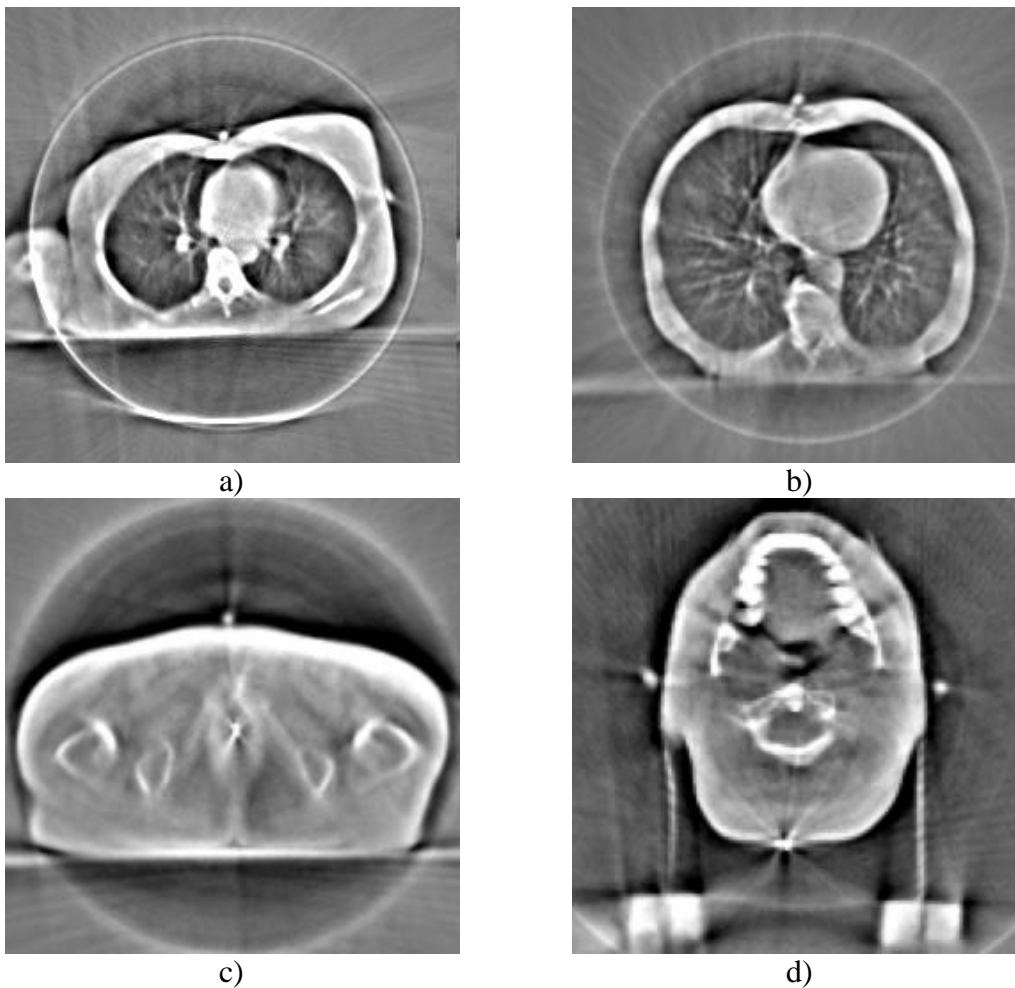


Figura 3.18. Adquisición de imágenes en posición de tratamiento.

Cada imagen responde a una de las propiedades analizadas en el trabajo. a) La apertura de carcasa del TC es suficiente para reconstruir imágenes del paciente colocado en posición de tratamiento. b) El contraste obtenido es suficiente para distinguir claramente estructuras internas. c) En zonas de bajo contraste (pelvis) la reconstrucción garantiza la correcta extracción del contorno externo del paciente. d) La resolución espacial obtenida permite la identificación de estructuras tales como piezas dentales y ramas mandibulares.

### 3.4 El intensificador de imagen como detector en tomografía.

Las especiales características del sistema detector presente en el simulador, el intensificador de imagen+cámara de TV, hace que el diseño de un sistema de reconstrucción de imágenes no se adapte al esquema tradicional que pueda extrapolarse de un TC diagnóstico convencional. El intensificador de imagen introduce distorsiones geométricas en la imagen que finalmente capta la cámara de TV, que se traducirán en correcciones a realizar sobre las proyecciones, en su tratamiento previo a la reconstrucción. Los problemas técnicos que surgen son varios y se citan a continuación.

**TAMAÑO:** Su pequeño diámetro (30 cm) limita el túnel de reconstrucción en el cual puede llevarse a cabo la reconstrucción de forma correcta. En un TC convencional, los detectores (discretos y no continuos como el intensificador) forman matrices de tamaño suficiente para adquirir proyecciones completas del paciente bajo estudio. De la teoría de la reconstrucción de imágenes (apéndice II, ecuación II.11) se desprende que para formar la imagen utilizando proyecciones completas es suficiente un giro de  $180^\circ$ , puesto que en él se obtiene toda la información necesaria. En realidad, en los TC comerciales se obtienen proyecciones completas con un giro de  $360^\circ$ , para tener redundancia en los datos. En el simulador, si se utiliza el intensificador en su posición centrada, el túnel de reconstrucción obtenido es insuficiente a todos los efectos prácticos. La solución que se adopta es descentrar el intensificador lateralmente una distancia casi igual a la mitad de su diámetro. De este modo se adquieren **semiproyecciones** del paciente. Esto implica que se debe realizar un giro completo de  $360^\circ$  para obtener toda la información necesaria para reconstruir la imagen. En la figura 3.19 se muestra la geometría descrita.

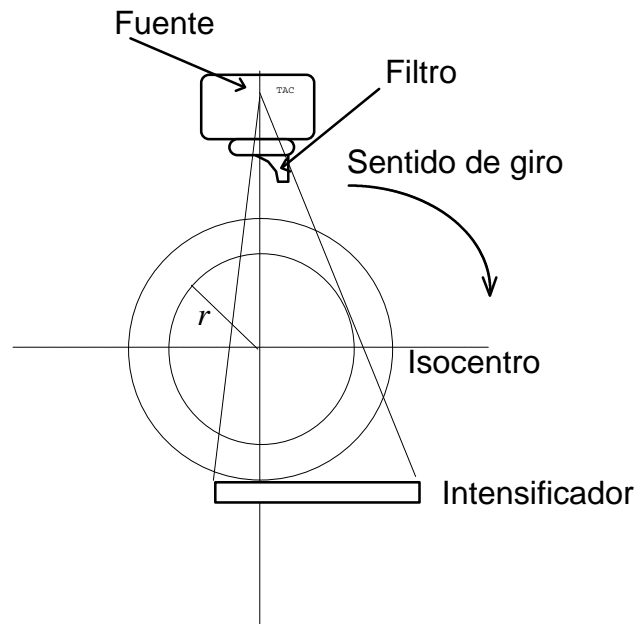


Figura 3.19. Geometría de un Simulador-TC

El valor que se desplaza el intensificador es igual a la mitad de su diámetro menos una determinada distancia que se utiliza como zona de incertidumbre adecuada para llevar a cabo ciertas correcciones, como la detección del isocentro y la corrección del artefacto central que aparece en la imagen, derivado de las particularidades del bloque detector (intensificador de imagen + cámara de TV). La porción de intensificador que queda útil para la adquisición se conoce como *proyección filtrada del haz*.

**RANGO DINÁMICO:** El rango dinámico de un haz de rayos X es muy superior al del bloque detector. Idealmente la variación entre el valor máximo y mínimo de intensidad recibida, tendría que ser debida tan sólo a diferencias de atenuación en el tejido atravesado. Sin embargo, dada la forma aproximadamente elíptica del paciente, parte del haz siempre llega al intensificador sin atenuar por el tejido, produciéndose un rango dinámico enorme que hay que reducir, para no provocar la saturación de la cámara, y por lo tanto un funcionamiento en la zona no lineal de su curva característica. Se hace pues necesario limitar el rango dinámico de la intensidad de los rayos X en la pantalla primaria del intensificador. Esto se consigue interponiendo un filtro de aluminio en forma de cuña, que intenta compensar este efecto producido por la curvatura del paciente [Webb-1993]. En la figura 3.20 puede verse la forma del filtro y su anclaje a la cabeza del *gantry*.

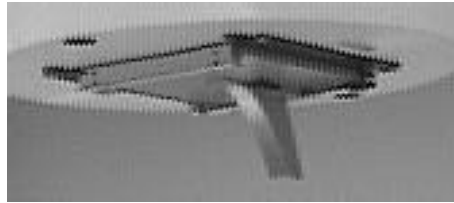


Figura 3.20. Detalle del filtro ecualizador.

**DISTORSIÓN MAGNÉTICA:** El campo magnético terrestre produce una deflexión del haz de electrones tanto en el intensificador como en la cámara (si esta es del tipo de barrido de electrones), desplazando la posición de la imagen proyectada, a medida que el bloque detector (intensificador y cámara) va girando. En la imagen de escopia visualizada, este efecto se traduce en un desplazamiento de las líneas de televisión de manera no uniforme, y dependiente de la posición angular del brazo. En la figura 3.21 se muestra el efecto de la distorsión magnética sobre las barras de campo.

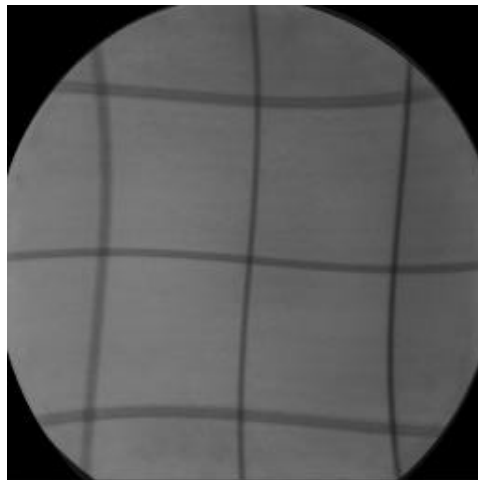


Figura 3.21. Distorsión por efecto del campo magnético terrestre.

**CURVATURA DE LA PANTALLA PRIMARIA DEL INTENSIFICADOR.** La forma de esta pantalla, provoca una distorsión geométrica de la proyección en los extremos del intensificador (figura 3.22), cuyo efecto se traduce en un "estirado" de los objetos desde el centro del intensificador hacia la periferia. A este efecto hay que añadirle el hecho de que el intensificador se encuentra descentrado, lo que implica que no sea un efecto simétrico.

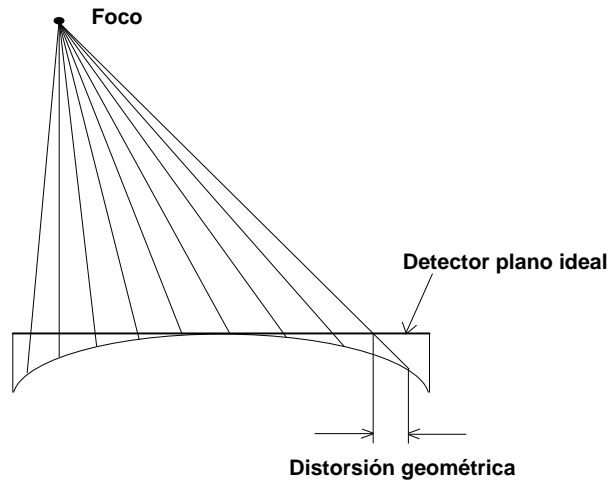


Figura 3.22.Efecto de la curvatura del intensificador.

Los dos efectos anteriores combinado se observan en la figura 3.23. La imagen de una regla construida con material radiotransparente en la que se han colocado tiras de plomo equidistantes en intervalos de 1 cm queda completamente deformada. La separación entre las líneas de plomo aumenta desde el centro hacia los bordes del intensificador.

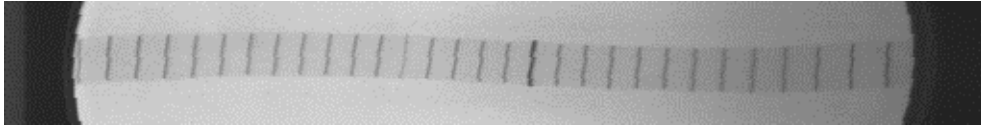


Figura 3.23 Efecto conjunto de las distorsiones magnética y geométrica del intensificador.

**FALTA DE UNIFORMIDAD:** El intensificador presenta una variación de sensibilidad a lo largo de su diámetro, presentando un máximo en su parte central que va disminuyendo hasta caer bruscamente en los extremos (figura 3.24). Habrá que compensar esta variación de sensibilidad con una función de ecuación de amplitud, que fuerce una respuesta constante ante una excitación constante a lo largo de su diámetro.



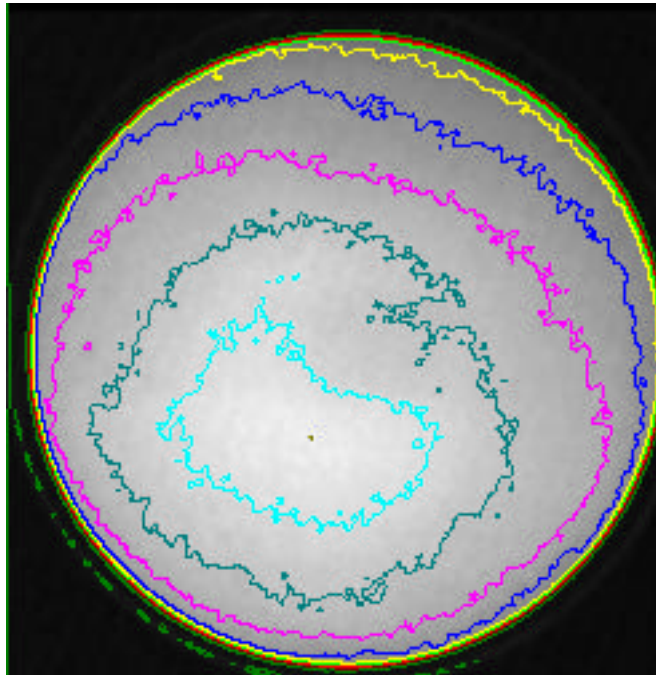


Figura 3.24. Falta de uniformidad del intensificador.

La serie de factores citados hasta ahora, hacen que el sistema intensificador + cámara se desvíe del comportamiento de un detector de rayos X ideal para tomografía. Contribuyen, por un lado, a un considerable empobrecimiento de la calidad de imagen resultante si no están bien corregidos, y por otra parte, a la disminución del diámetro útil del intensificador que se puede utilizar con garantía para realizar reconstrucciones.

Los parámetros que se han de calibrar en un Simulador-TC son eminentemente geométricos, y su objetivo final es corregir las deformaciones introducidas por el intensificador de imagen y determinar el desplazamiento óptimo de éste y su separación del isocentro para conseguir un túnel de reconstrucción lo más grande posible junto con la mayor apertura de carcasa posible.

### **3.4.1 Corrección de la deformación por campo magnético de la imagen.**

La complejidad de la deformación producida por el campo magnético terrestre hace inabordable su corrección analítica [Fahring-1997]. Como se

verá más adelante, la corrección de las deformaciones producidas por los intensificadores de imagen se realiza por medio de aproximaciones polinómicas (Capítulo 7).

Cuando el intensificador se utiliza como detector para tomografía, tan sólo se necesita la imagen correspondiente a una banda más o menos ancha en torno al diámetro del intensificador en función de la anchura de la proyección que se desea obtener. En este caso se puede considerar que sólo existe deformación geométrica en una dirección y por tanto es más rentable calcular el desplazamiento de cada punto del intensificador respecto de una línea recta ideal.

En la figura 3.25 se ilustra el procedimiento de corrección sobre una proyección de una recta. La imagen del objeto conocido, en este caso un hilo recto, queda deformada por efecto del campo magnético terrestre. Para cada punto de la imagen de la recta se calcula el desplazamiento transversal que ha sufrido y se modifica su posición.

Este procedimiento se repite tomando una imagen de referencia cada 5° de giro del brazo, ya que la magnitud de la deformación depende fuertemente de la orientación del intensificador respecto de la dirección del campo magnético terrestre.

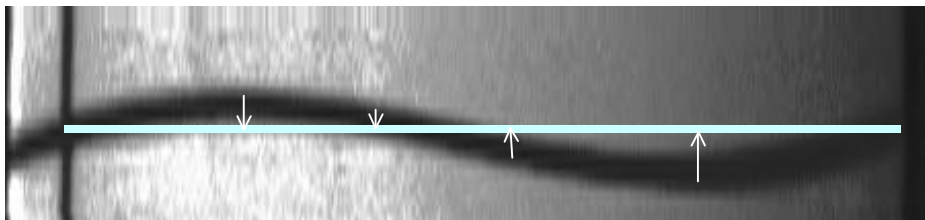


Figura 3.25. Corrección por deformación magnética en un ángulo concreto. Cada punto de la imagen se desplaza una distancia (representada por las flechas) calculada para aproximarse al objeto sin deformar.

El desplazamiento de cada uno de los puntos de la imagen en función del ángulo queda almacenado en una tabla de valores (*Look-up table*) que se consulta continuamente durante la adquisición de las proyecciones [Kermath-1990].

### 3.4.2 Corrección de la curvatura de la pantalla primaria del intensificador.

El efecto de curvatura es independiente de la posición del intensificador y puede corregirse utilizando un modelo geométrico utilizando como parámetros la distancia Foco-Intensificador y el radio de curvatura de la pantalla del intensificador [Rudin-1991]. No obstante, teniendo en cuenta que la corrección por deformación magnética se ha simplificado hasta considerarla unidimensional, es más correcto efectuar una corrección empírica que tenga en cuenta simultáneamente efectos geométricos y magnéticos en la dirección longitudinal.

El primer paso de esta corrección consiste en localizar el límite externo útil del intensificador. Para una distancia Fuente-Intensificador por debajo de un determinado valor umbral, la incidencia del haz es excesivamente oblicua, de forma que la parte más distal del intensificador no recibe señal alguna, tal y como se comprueba en la figura 3.26. La zona plana marcada con un círculo representa la parte más alejada del centro del eje del simulador, en la que no se recibe señal y por tanto sólo está presente la corriente de fondo del sistema de vídeo.

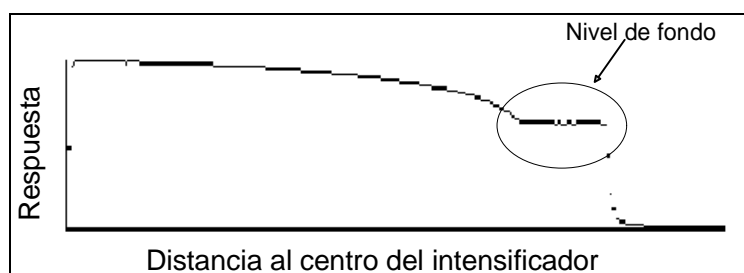


Figura 3.26. Localización del extremo del intensificador de imagen.

Una vez determinada la zona útil de señal, el procedimiento de calibrado continúa con la proyección sobre el intensificador de la regla plomada descrita anteriormente. Un perfil de la imagen obtenida de este objeto permite detectar la posición de cada una de las marcas de plomo, que se traduce en un pico negativo en el perfil (figura 3.27). La posición de cada marca se localiza sobre dicho perfil de intensidad de señal y el programa de calibrado calcula una función de ecualización espacial (figura 3.28). En esta figura, las rayas

verticales sobre el perfil marcan la posición de cada una de las marcas de la regla. Puede observarse que la distancia entre marcas no es constante. La nueva posición calculada de las marcas tras la ecualización se muestra en el eje de abscisas de la gráfica.

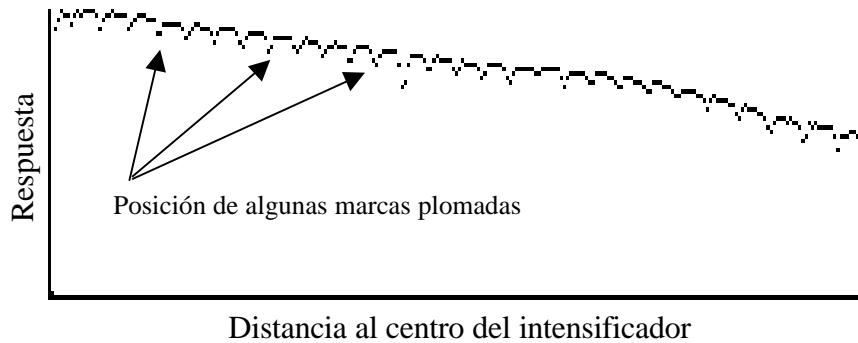


Figura 3.27. Calibrado geométrico. Perfil de la proyección de una regla plomada.

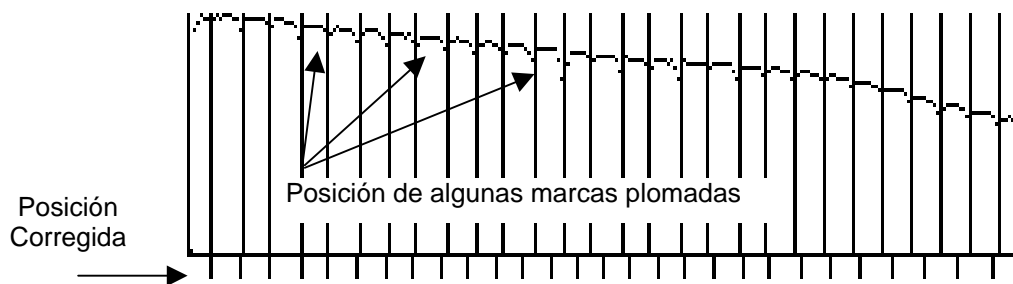


Figura 3.28. Calibrado geométrico. Ecualización espacial de la imagen de la regla plomada.

La combinación de ambos procedimientos permite calcular el diámetro útil del intensificador del que se puede extraer información corregida. En la figura 3.29 se muestra la hipotética imagen de una regla plomada. Con el intensificador a  $0^\circ$ , las marcas de 5 cm. y 35 cm. son visibles justo en el extremo del intensificador tras efectuar la corrección por curvatura. Las partes no visibles de la regla se muestran sombreadas. Cuando se gira el brazo del simulador y el intensificador queda a  $90^\circ$ , el efecto del campo magnético produce un desplazamiento (en este ejemplo hacia la derecha), de forma que comienza a verse una porción de la regla antes de los 5 cm, pero deja de verse la posición de 35 cm. A  $270^\circ$ , el efecto del campo magnético es contrario y se oculta parte de la regla en el entorno de los 5 cm. A  $360^\circ$ , se repite la situación de los  $0^\circ$ , pero se han mantenido sombreadas las porciones de la regla que no

son visibles para todas las orientaciones. La distancia entre las partes sombreadas de la regla definen el diámetro útil del intensificador (DUI).

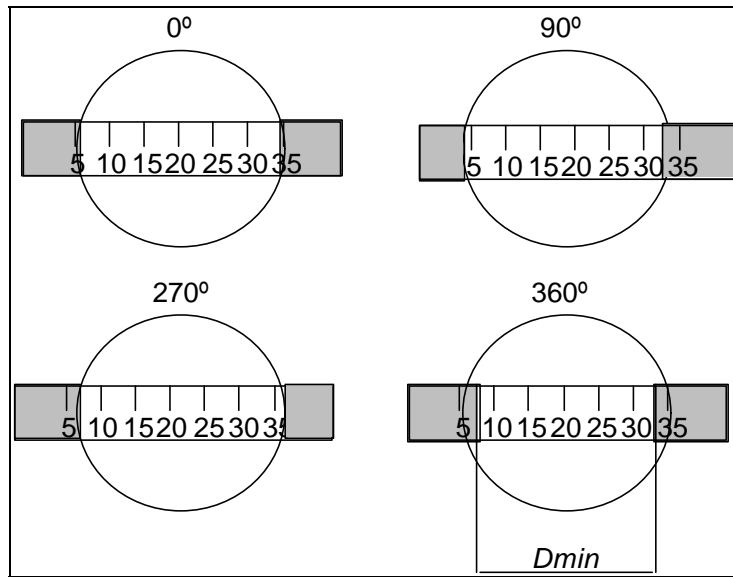


Figura 3.29. Efecto final del proceso de calibrado.  
Las distorsiones angulares reducen el diámetro útil del intensificador respecto a su diámetro nominal.

## CAPÍTULO 4.

# Mejora de la adquisición de imágenes en el Simulador-TC.

A partir de los resultados obtenidos en el capítulo anterior tras el análisis del sistema de reconstrucción acoplado al simulador, se ha concluido que la calidad de imagen es correcta para su uso en radioterapia.

La posibilidad actual de realizar complejos cálculos 3D requiere una gran cantidad de información en forma de imágenes (generalmente 20 o más cortes de TC) [Celi-1997]. Técnicamente se puede obtener esta cantidad de cortes con un Simulador-TC, pero debido a su limitada velocidad angular (de 1 r.p.m) el máximo número de cortes que es razonable adquirir es de 10 como máximo, puesto que no es concebible obligar a un paciente situado en una incómoda postura de tratamiento a permanecer inmóvil durante los 30 minutos o más que harían falta para una simulación virtual completa. A este inconveniente, hay que añadir que la calidad de imagen que se obtiene con estos equipos no permite distinguir adecuadamente entre las partes blandas y tejido tumoral (aunque equipos de nueva generación que no utilizan intensificador de imagen como detector obtienen calidad de imagen casi diagnóstica [Hartson-1995; Van der Geissen-1995]).

Existen no obstante, innumerables casos en los que no es posible realizar adecuadamente cortes de TC diagnósticos por motivos geométricos, debido a su limitada apertura de carcasa (hasta 70 cm de diámetro). En estos

casos el simulador TC adquiere un papel relevante al permitir la obtención de dichos cortes debido a su extensa apertura de carcasa [Díez-1996c].

En este capítulo se demuestra que un Simulador-TC es imprescindible para realizar cálculos dosimétricos correctos (Sec. 4.1), debido a las dimensiones físicas del túnel de TC. Se proponen técnicas para la mejora de la adquisición de imágenes de TC, paliando las limitaciones observadas en un Simulador-TC. En la sección 4.2 se propone un método para evitar la limitación del túnel de reconstrucción y en la sección 4.3 se propone un método para mejorar la estimación de volúmenes con un número de cortes reducido.

## **4.1 El Simulador-TC vs. TC diagnóstico. Efecto del túnel físico insuficiente.**

Pese a que el Simulador-TC dispone de una apertura de carcasa superior a la de los TC diagnósticos, existen situaciones en las que la dimensión del túnel físico suele ser escaso. Este es un problema común al TC diagnóstico, pero que en el Simulador-TC tiene solución como se verá en esta sección.

El tratamiento de cáncer de mama es uno de los más complicados en Radioterapia, debido a la topografía irregular del paciente.

La zona a irradiar comprende la mama afecta junto con la pared costal si se trata de un tratamiento conservador, o sólo la pared costal si se ha practicado una mastectomía radical. Según el estadio de la enfermedad puede ser preciso irradiar las cadenas ganglionares mamarias internas y/o las cadenas supraclaviculares y axilares [Dobbs-1992], como se muestra en la figura 4-1.

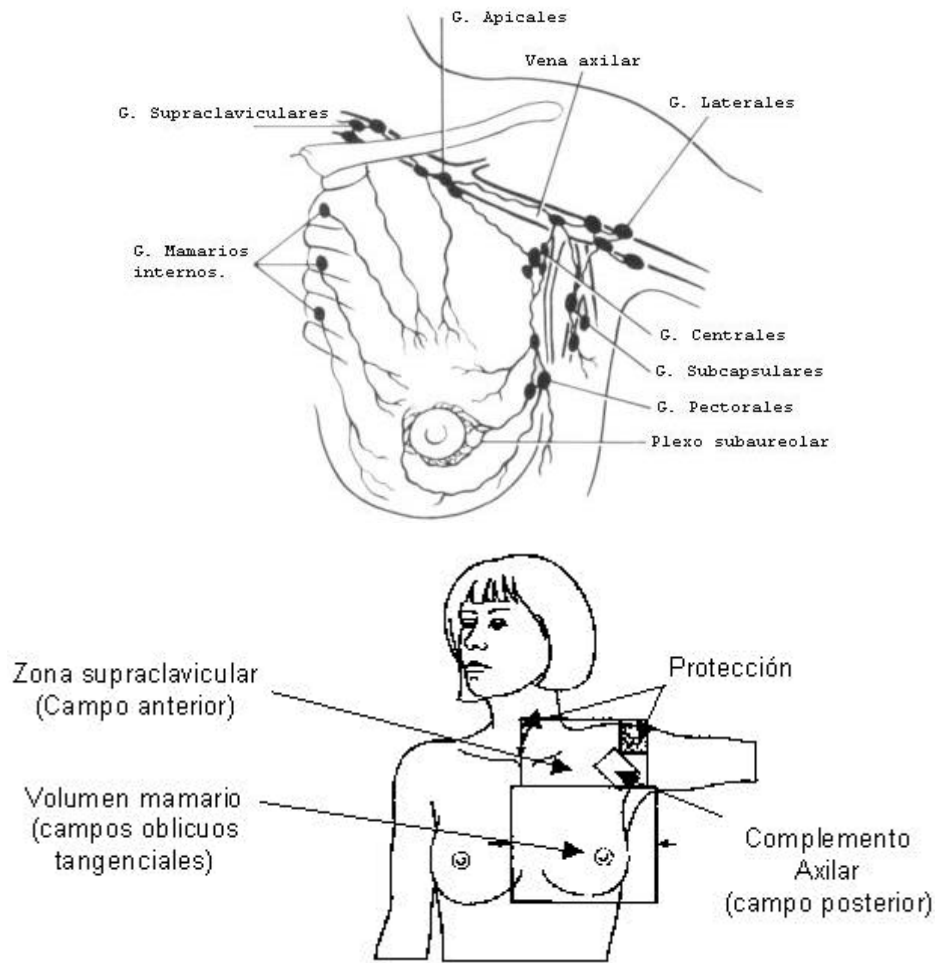


Figura 4.1. Disposición de haces para cubrir la mama y los ganglios supraclaviculares y axilares.

La técnica de irradiación está, como es habitual, condicionada por el tejido sano circundante. En este caso, la proximidad del pulmón hace que no se pueda abordar el tratamiento con campos directos, sino que hay que oblicuarlos de forma que entren tangenciales a la pared torácica. Si la irradiación de la cadena mamaria interna se realiza con un campo directo, se puede irradiar el corazón de la paciente. Esta es la técnica estándar, aunque han habido propuestas de modificación más o menos exóticas que no han llegado a instaurarse [Fourquet-1991; Zierhut-1994].

La irradiación de los ganglios supraclaviculares se realiza mediante un campo directo anterior, oblicuado para evitar la irradiación de la médula espinal y con protecciones de plomo para evitar irradiar la articulación humeral. El borde inferior del campo supraclavicular coincide con el borde superior de los campos tangenciales, provocando un aumento de dosis en la conjunción de



campos que debe ser evaluada y evitada en lo posible (habitualmente se deja un intersticio entre los extremos de los campos de entre 0.5 y 1.0 cm).

La irradiación axilar se realiza, cuando procede, mediante un campo posterior que tiende a incrementar la dosis recibida en la axila por contribución del campo supraclavicular.

A esta técnica de irradiación se le añaden problemas en cuanto a la inmovilización de la paciente para asegurar una repetibilidad en el tratamiento.

El posicionado de la paciente también ha de ser cuidadosamente considerado. Debido al desnivel existente en la caja torácica, lo habitual es situar a la paciente sobre un plano inclinado para nivelar su superficie (figura 4.2).

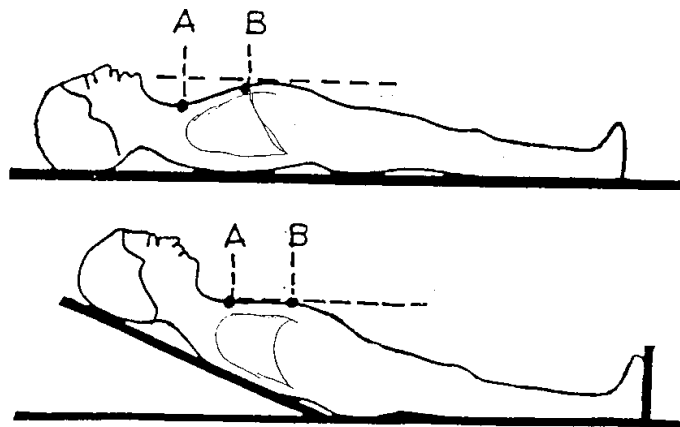


Figura 4.2. Uso de un plano inclinado para horizontalizar la superficie del paciente en un tratamiento de mama.

De esta forma se evitan en lo posible gradientes de DFP (Distancia Fuente-Piel) y se nivela el pulmón para que los haces penetren de forma tangencial a ellos, evitando su irradiación excesiva.

La correcta posición del brazo también es esencial en la irradiación de los ganglios supraclaviculares [Díez-1996d]. La técnica habitual es extenderlo (brazo en abducción de 90 grados) para disminuir pliegues en la piel y situar la cabeza humeral de forma que se pueda proteger adecuadamente. La posición de la paciente sobre la mesa de tratamiento se muestra en la figura 4.3.

Es por tanto, un tratamiento en el que se conjugan todas las dificultades expuestas en el capítulo 1:

- La oblicuidad de los campos hace imprescindible realizar una correcta corrección por oblicuidad, tanto en sentido transversal como longitudinal, ya que la topografía de la paciente cambia rápidamente en ambas direcciones. Se ha demostrado que las variaciones longitudinales del contorno de la paciente pueden provocar heterogeneidades en la distribución de dosis de hasta el 20% [Mijnheer-1991].
- La presencia del pulmón exige una adecuada corrección por heterogeneidad [Mijnheer-1991].
- La irregularidad del contorno externo en sentido longitudinal exige un cálculo 3D basado en, al menos tres cortes de TC [Cheng-1994], como se ha mostrado en el capítulo 1 (§1.5).

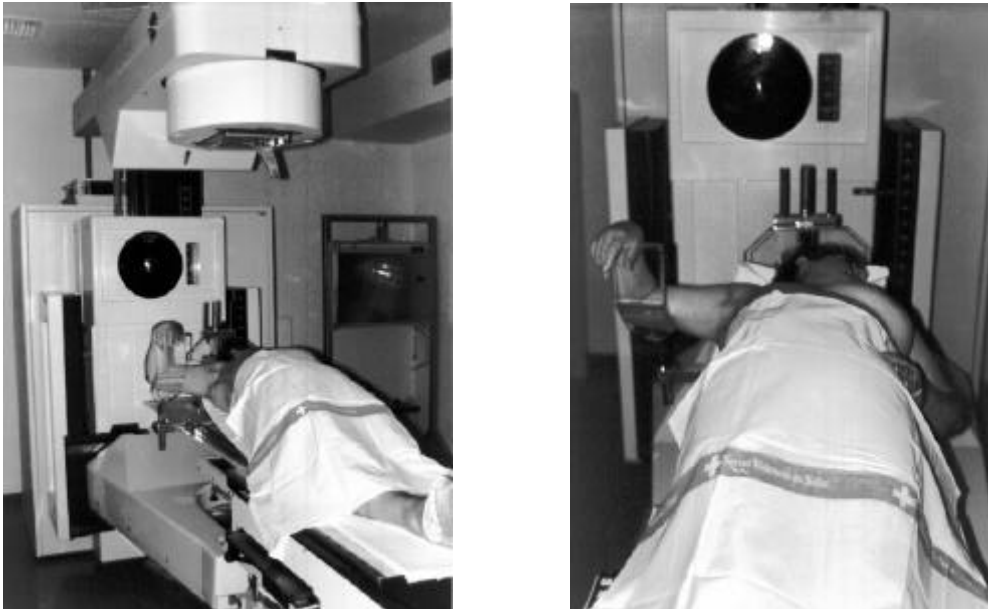


Figura 4.3. Posición de tratamiento de mama, sobre plano inclinado y con brazo en abducción.

El plano inclinado sobre el que se recuesta la paciente incrementa el diámetro de túnel que se requiere para realizar un corte de TC. La posición del brazo aumenta este diámetro aún más, siendo habitual requerir un diámetro de más de 100 cm. En estas condiciones, ningún TC diagnóstico está posibilitado para realizar una exploración, de forma que la mayoría de los inconvenientes relatados anteriormente no pueden solucionarse. Por tanto, es esencial encontrar un método que permita obtener información anatómica correcta del paciente en estas condiciones.

La solución más trivial y más comúnmente utilizada clínicamente consiste en modificar la posición de los brazos para el tratamiento de la mama+pared torácica, colocándolos estirados hacia la cabeza de la paciente, de forma que entre correctamente por la apertura del TC. El tratamiento de las cadenas supraclaviculares se realiza posteriormente con el brazo en abducción, realizando para esta localización un cálculo 2D sin imágenes de TC [Gagliardi-1992; Lobat-1997].

Se puede demostrar que se trata de una mala elección, ya que con este procedimiento no se tiene en cuenta la contribución de radiación secundaria en cada uno de los volúmenes de irradiación proveniente del volumen adyacente [Díez-1996e].

Con ayuda del Simulador-TC, hemos evaluado la importancia de calcular el tratamiento con los todos los campos simultáneamente considerando los volúmenes de irradiación como un sólo PTV, en lugar de realizar cálculo y tratamiento independiente de la mama y las cadenas supraclaviculares.

Las figuras 4.4 y 4.5 muestran los resultados de un cálculo tradicional con haces de cobalto considerando los volúmenes de irradiación de forma independiente. Los volúmenes supraclavicular y axilar se calculan de forma separada (figura 4.4) del volumen mamario (figura 4.5). En ambos casos, la distribución se ha optimizado para conseguir una distribución de dosis lo más homogénea posible. Se ha de suministrar una dosis de 200 cGy por fracción a los distintos volúmenes. Los ganglios supraclaviculares se pautan a 3 cm de profundidad y la zona axilar a mitad de espesor.

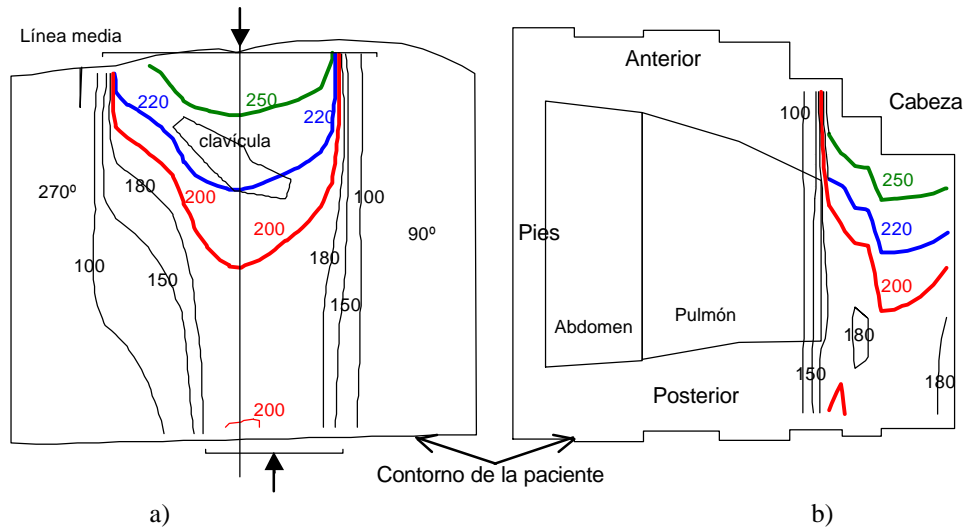


Figura 4.4. Cálculo de los volúmenes supraclavicular y axilar de forma independiente del volumen mamario.

a) Cadenas supraclaviculares (plano transversal), b) Axila (plano sagital)

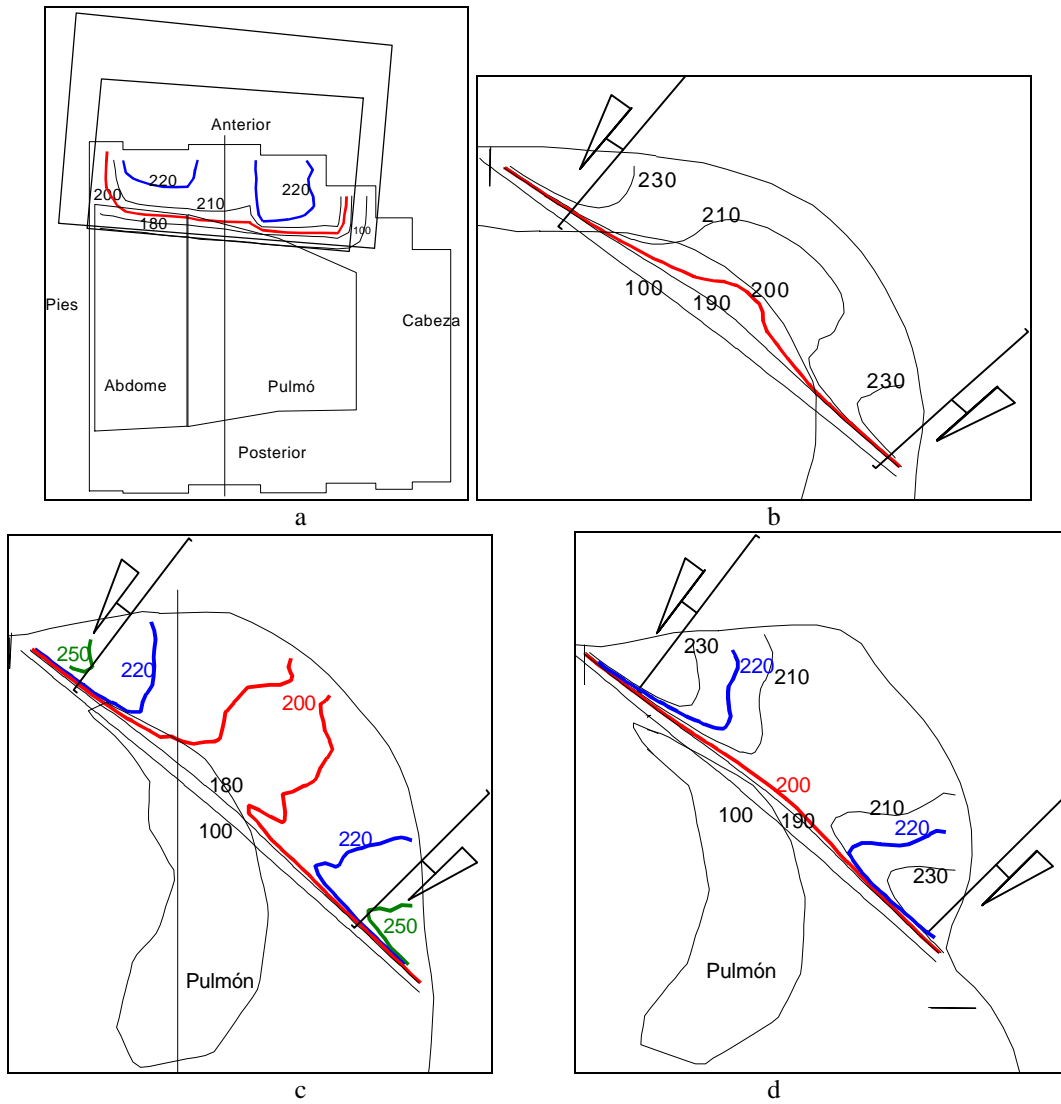


Figura 4.5. Cálculo de volumen mamario de forma independiente. Plano sagital (a) y transversales inferior (b), medio (c) y superior (d).

Al realizar el cálculo simultáneo de todos los campos de irradiación (figura 4.6), se observa un aumento significativo de la dosis en todos los volúmenes de irradiación, debido a la contribución de radiación secundaria que no se tiene en cuenta en los cálculos independientes. En el ejemplo expuesto, la variación de dosis es del orden del 5% y supone una sobredosificación sobre la dosis pautada. Del resultado del cálculo puede observarse que el aumento es especialmente importante en torno a la unión de campos (figura 4.6a) en la que llega a haber sobredosificación del 25% en un área considerable, mientras que la zona inferior del volumen mamario (figura 4.6b) no se ve afectado por la secundaria generada en el volumen supraclavicular. En el plano medio (figura 4.6b) y superior (figura 4.6c) se produce un aumento de dosis que debe ser tenido en cuenta o corregido. El plano medio del volumen supraclavicular y axilar experimentan un aumento de dosis en torno al 5%, con lo que se está cometiendo en el cálculo un error igual al máximo recomendado por la ICRU para *todo* el proceso de radioterapia.

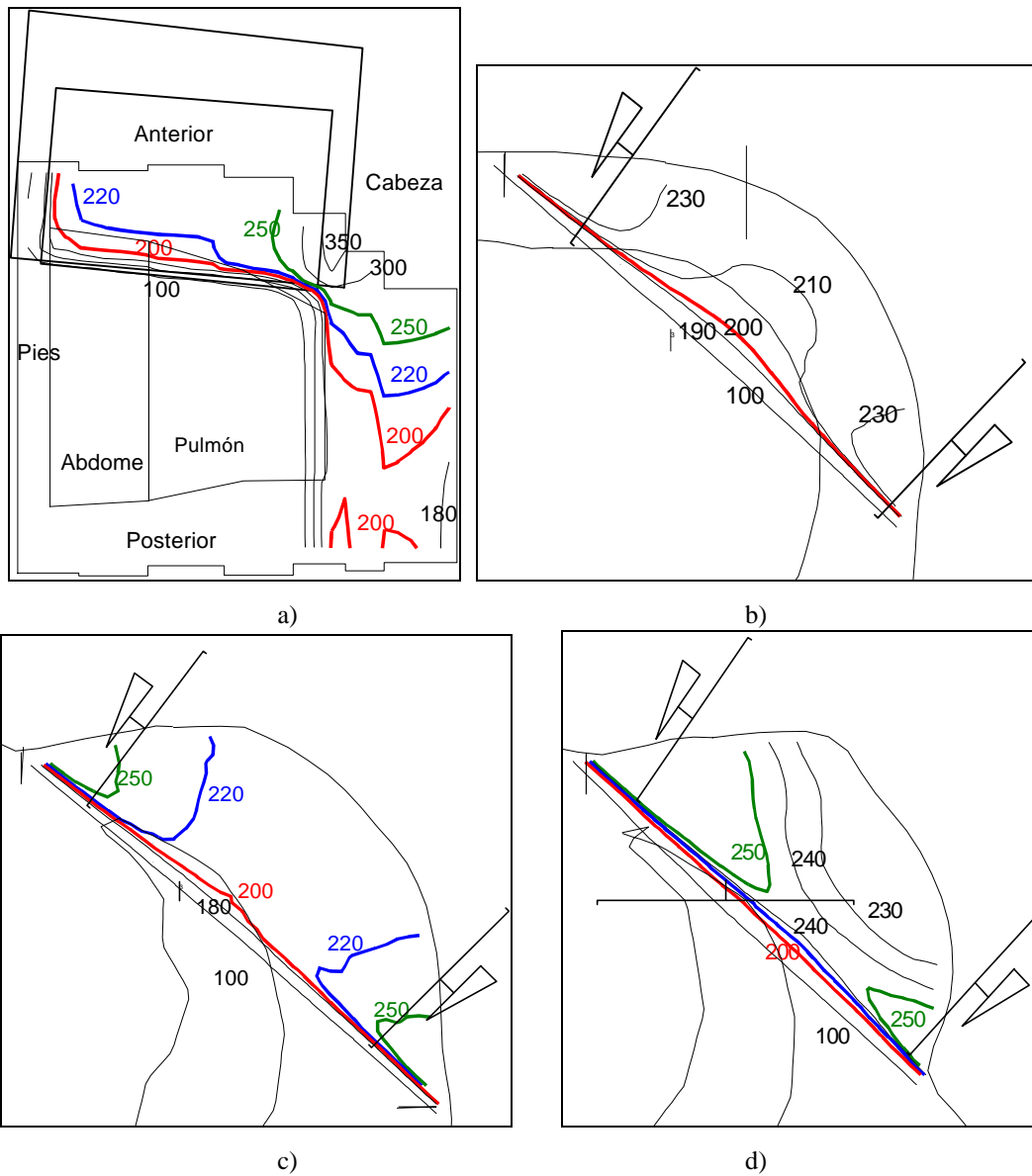


Figura 4.6. Cálculo de mama conjunto.

Plano sagital (a) y transversales inferior (b), medio (c) y superior (d).

La comparación de la figura a) con las figuras 4.4a y 4.4b pone de manifiesto la discrepancia dosimétrica entre ambos tipos de cálculo. La existencia de áreas con un incremento de dosis de hasta un 175% queda desapercibida con cálculos separados y por tanto no es fácilmente evitable. El cálculo conjunto, que sólo puede realizarse con la paciente en posición exacta de tratamiento en un Simulador-TC, permite prever esa situación y solucionarla antes del inicio del tratamiento

El histograma dosis-volumen del mismo cálculo realizado de forma independiente (sólo haces oblicuos) y conjunto muestra claramente la diferencia de dosis en la zona mamaria (figura 4.7).

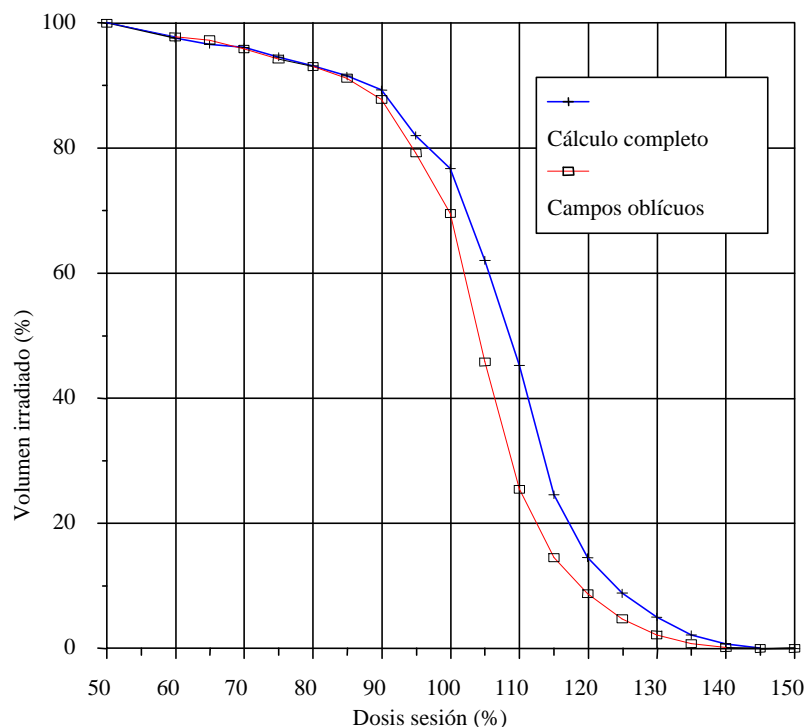


Figura 4.7. Histograma Dosis-Volumen que muestra la variación de dosis en el volumen mamario en función del modo de cálculo.

Una vez establecida la necesidad de realizar el cálculo del tratamiento completo de mama de forma simultánea y en 3D, la siguiente opción que queda en la simulación clínica cuando la paciente con cabe en el TC en posición exacta de tratamiento es, como se ha comentado anteriormente, la de realizar los cortes en el TC diagnóstico con la paciente en una posición aproximada, ligeramente distinta de la de tratamiento, de forma que quepa en el túnel del TC [Lobato-1997].

Con objeto de comprobar si esta aproximación es válida, hemos diseñado el siguiente experimento:

Sobre un grupo de pacientes con tratamiento estándar de mama, se han realizado cortes tomográficos en el Simulador-TC (que dispone de un túnel físico de hasta 110 cm y por tanto admite cualquier configuración espacial) con la paciente *exactamente* en posición de tratamiento (sobre el plano inclinado y con el brazo en abducción). Este juego de imágenes nos servirá para simular la situación real de tratamiento.

Posteriormente, se reduce la distancia eje intensificador del simulador hasta conseguir un túnel físico de 70 cm, habitual en los TC diagnósticos. Con

esta configuración se modifica la posición del brazo de la paciente -intentando mantenerla lo más parecida a la de tratamiento<sup>1</sup>- hasta lograr que se ajuste al diámetro disponible y se realizan los cortes tomográficos necesarios. Con estos datos, se diseña y calcula el tratamiento. Una vez autorizado dicho tratamiento por parte del radioterapeuta, los haces se colocan sobre el primer conjunto de cortes de TC (que corresponde al paciente en la posición como se va a aplicar el tratamiento) y se entra en el proceso de verificación. Se comprueba la posición de los haces respecto a marcas situadas sobre la piel paciente, ángulos y DFP de cada haz (tanto si la técnica de tratamiento es DFP o isocéntrica). Si los datos obtenidos son correctos, se inicia virtualmente el tratamiento. Si algún parámetro del cálculo no es reproducible, se repite el proceso de "planificación" y cálculo hasta lograr un ajuste. Este proceso se refleja en forma de diagrama de flujo en la figura 4.8.

---

<sup>1</sup>La expresión "lo más parecida posible" no es muy ortodoxa cuando hablamos de temas de física. Sin embargo, el sistema en el que trabajamos es un ser humano, que no admite una representación geométrica simple. Evaluar numéricamente desplazamientos y giros leves en un sistema tan complejo es imposible. Es por esto por lo que se recurre al criterio del observador (en este caso un equipo médico-físico) para que, basándose en su experiencia profesional, determine el alcance de "lo más parecido posible"

---



## CÁLCULO DE MAMA 3D

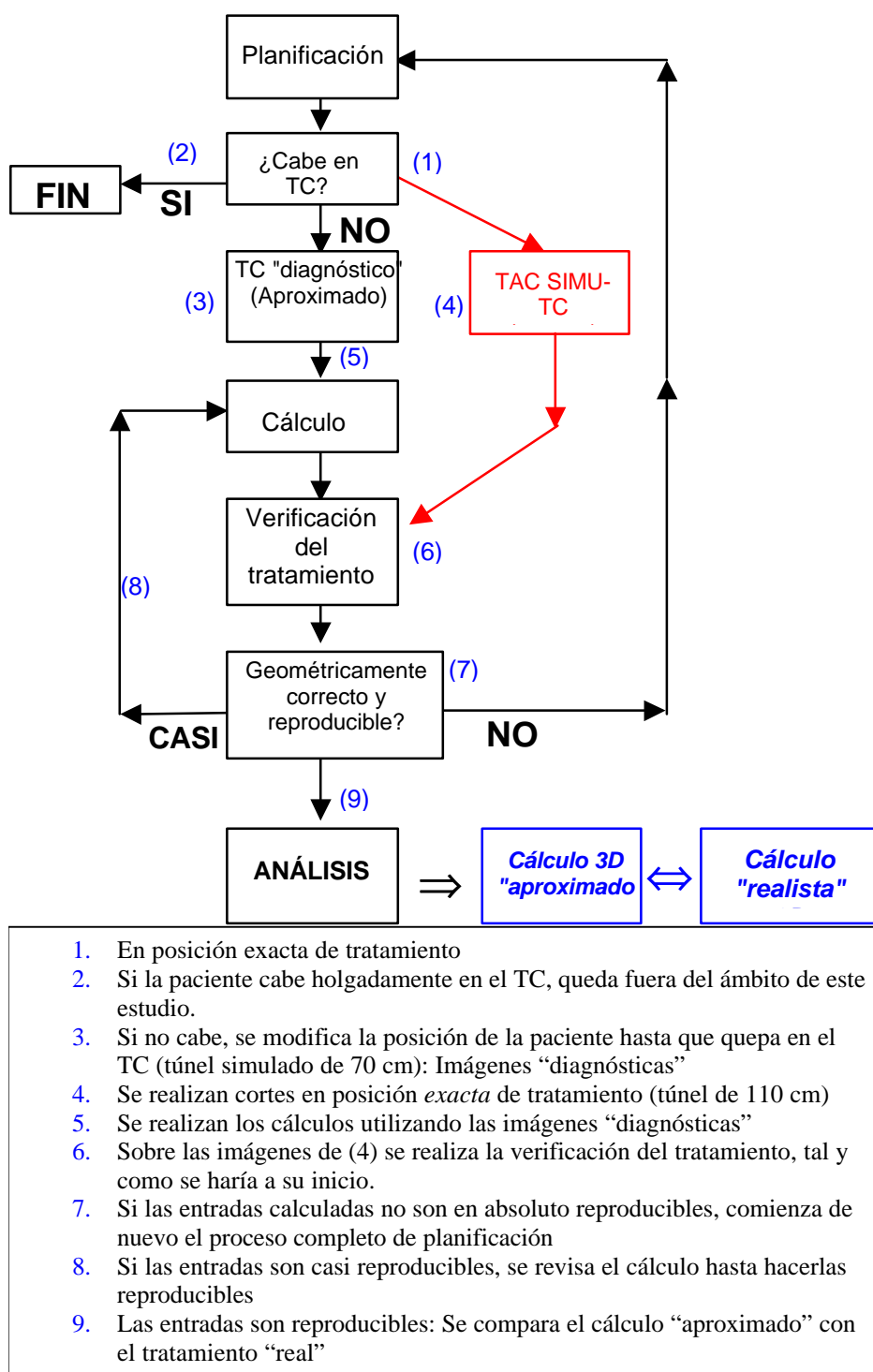


Figura 4.8. Diagrama de flujo del experimento realizado

Lo primero que nos llama la atención al realizar este experimento es que las estructuras anatómicas cambian de posición respecto a las referencias colocadas en la piel del paciente (y que serán las mismas referencias que se utilizan posteriormente para situar las entradas de haces en el tratamiento) en

función del ángulo del plano y posición del brazo. Al estar realizando el estudio en un simulador convencional, se han podido obtener radiografías AP de la paciente en ambas configuraciones.

Puede observarse en la figura 4.9 como la posición del alambre que marca la cicatriz de la mastectomía y el centro del campo de irradiación varía respecto a la posición del pulmón al estirarse la piel debido a la posición del brazo.

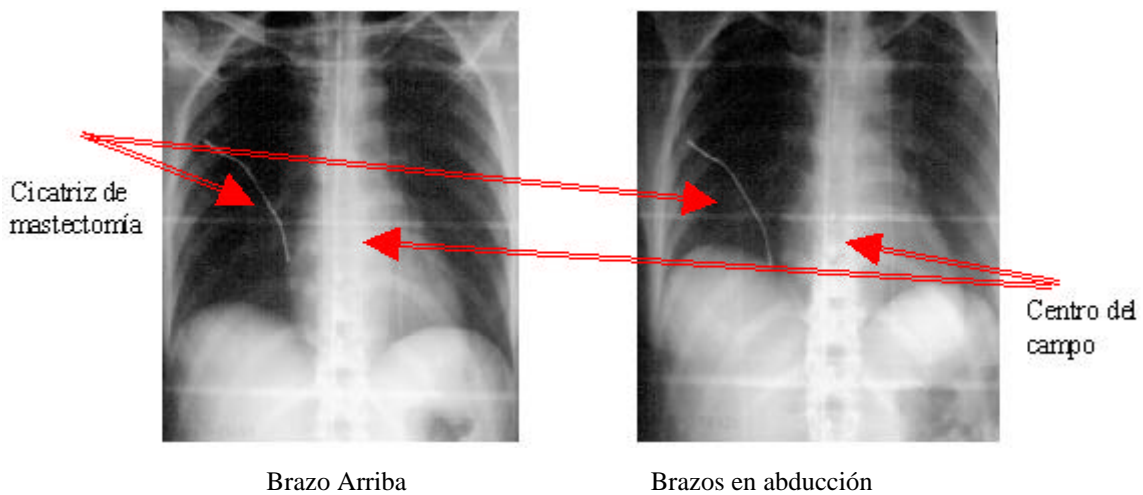


Figura 4.9. Variación de la posición de las estructuras respecto a las marcas externas

El tamaño y forma de los contornos externos e internos de cortes tomados en la misma posición respecto a las marcas externas sobre la piel de la paciente también difieren notablemente (figura 4.10). Hay que hacer notar que este tipo de análisis sólo es posible mediante un Simulador-TC y que estas discrepancias quedan ocultas cuando la planificación se hace directamente sobre un TC diagnóstico.

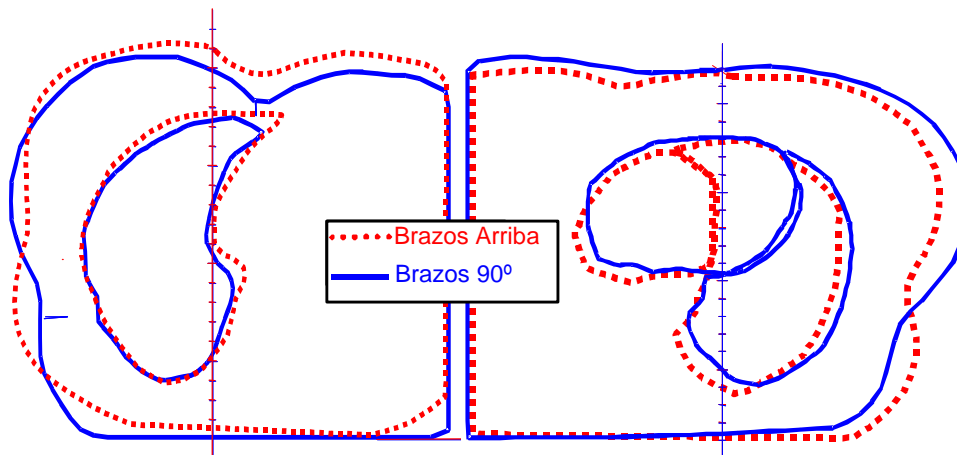


Figura 4.10. Variación de los contornos externos e internos en función de la posición del brazo

Como consecuencia de esta variación de tamaño, forma y posición de los contornos y estructuras internas, el tratamiento suministrado no coincide con el planificado. La variación de dosis debida a estos cambios en los contornos no es evaluable a priori, ya que depende de la anatomía concreta de cada paciente y de la magnitud de las modificaciones introducidas para realizar los cortes de TC. Como ejemplo, los Histogramas Dosis Volumen (figura 4.11) de dos pacientes muestran de forma reveladora la magnitud de las diferencias dosimétricas en el CTV y pulmón irradiado respecto al planificado. En estos histogramas se ha tomado como valor de normalización el volumen irradiado con el 50% de la dosis (100 cGy) en la planificación. En el caso del tratamiento de la mama derecha (figuras 4.11a y 4.11b) se observa como se irradia bastante más volumen del esperado, lo que puede llegar a producir reacciones secundarias inesperadas. En la mama izquierda (figuras 4.11a y 4.11b), las consecuencias son aparentemente menos importantes, ya que se constata una menor irradiación de tejidos sanos (corazón y pulmón). No obstante, el desconocimiento de la dosis real que recibe el pulmón puede llevar a replantear la geometría del tratamiento para evitar su irradiación excesiva, que en realidad no iba a ocurrir. El exceso de volumen de corazón irradiado según el cálculo erróneo, puede forzar al facultativo a disminuir la dosis total suministrada en la mama por temor a una pericarditis radioinducida, que en realidad no se produciría.

En definitiva, las discrepancias encontradas pueden alterar significativamente la probabilidad de control local de la enfermedad y aumentar la toxicidad del tratamiento.

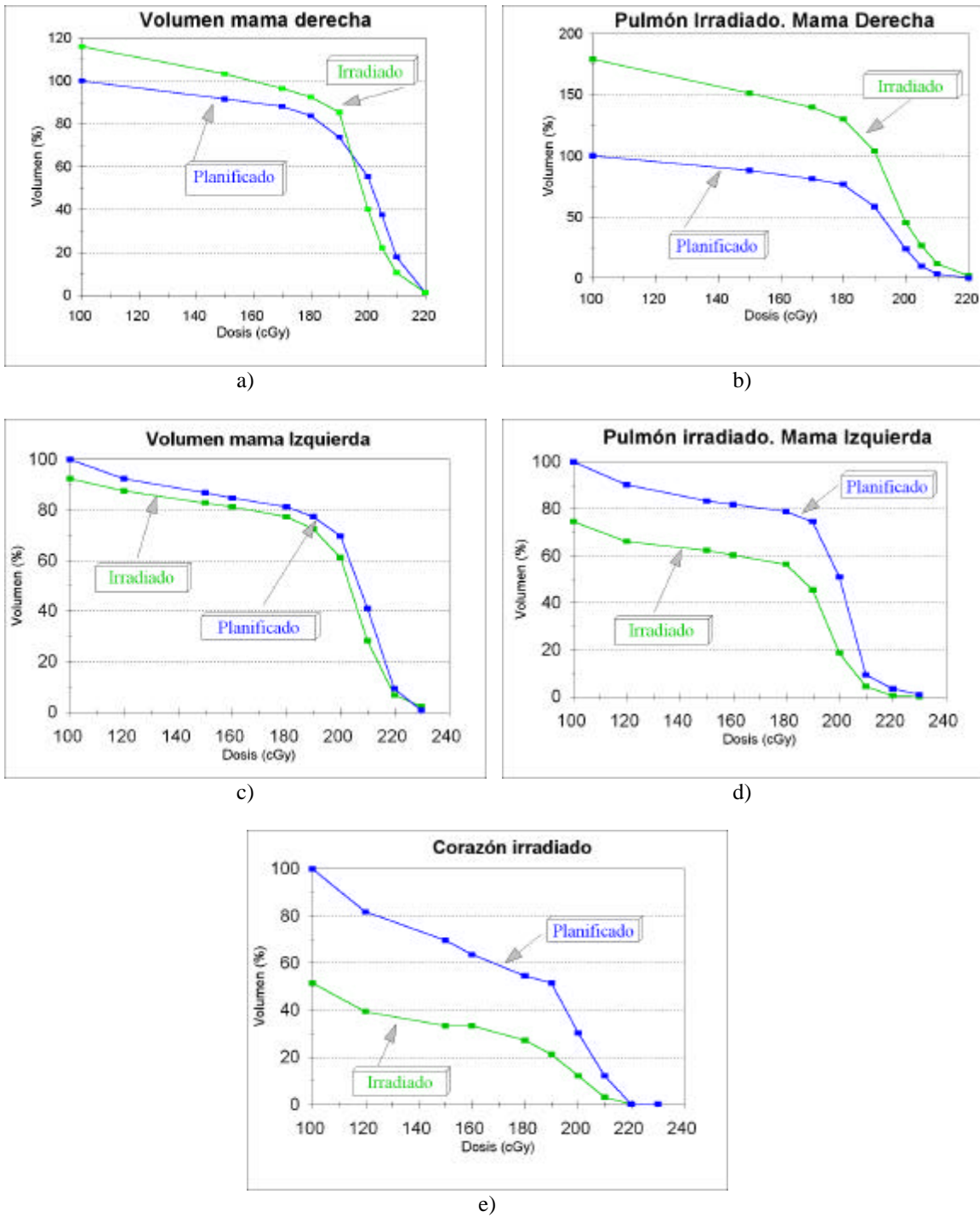


Figura 4.11. Histogramas Dosis Volumen que muestran la variación dosimétrica entre el tratamiento planificado y el realmente suministrado.

En este caso, el error cometido en el intento de realizar una dosimetría 3D es más severo que si se plantea directamente una dosimetría 2D. El problema de la planificación y cálculo de tratamientos de mama en pacientes

que no caben en el túnel del TC queda pues sin una solución adecuada para el caso de un TC diagnóstico.

En un Simulador-TC, también es habitual que la paciente no quepa en su túnel físico debido a la aparatosidad del plano inclinado, pese a que este sea considerablemente mayor que su homólogo de diagnóstico. Sin embargo, al tratarse de un sistema geoméricamente modificable, podemos estudiar un procedimiento para aumentar la apertura de carcasa sin perder calidad ni fidelidad en la imagen.

A partir del estudio realizado en el capítulo anterior, queda claro el efecto simultáneo tienen las distancias fuente-Isocentro (DFI) e Isocentro-intensificador (DII) sobre el círculo de reconstrucción, de la que se desprende que éste es máximo para DFI máxima y DII mínima (§ 3.3.1).

Para aumentar el diámetro del túnel físico es claro que se requiere una distancia Isocentro-intensificador lo mayor posible. Sin embargo, aumentar el tamaño del túnel supone disminuir el área de reconstrucción lo cual supone, en cierto modo, empeorar la situación ya que estamos intentando reconstruir grandes volúmenes. Esta deficiencia se puede solventar en alguna medida aumentando simultáneamente ambas dimensiones. En la figura 4.12 (idéntica a la figura 3.8 y repetida para facilitar la lectura) se ha marcado la línea que corresponde a un mismo radio del círculo de reconstrucción y de la que se extraen las posibles combinaciones a utilizar (línea horizontal).

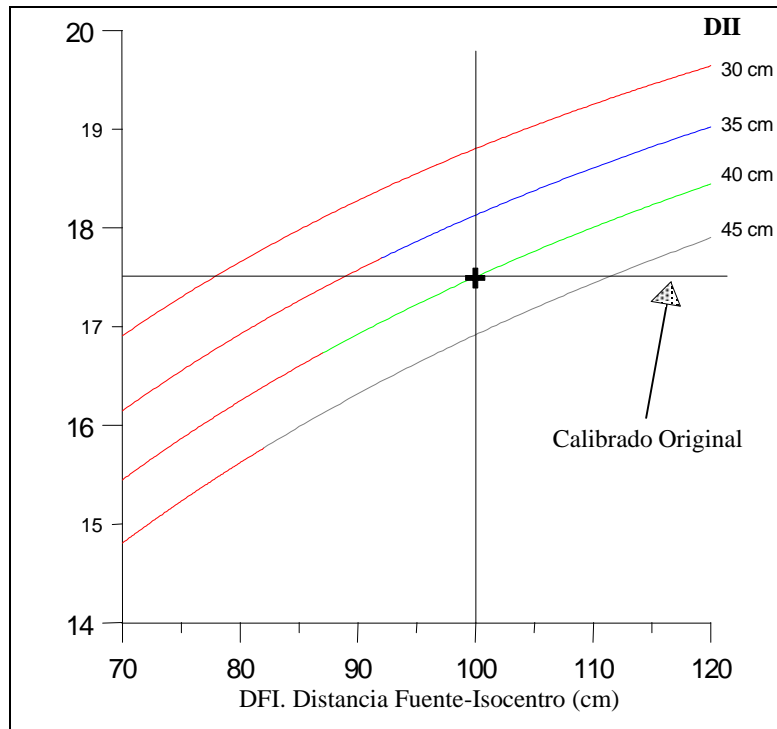


Figura 4.12. Variación del radio de la zona de reconstrucción en función de DFI y DII.

La validez de esta gráfica está limitada por el tamaño del intensificador y por las características geométricas del simulador en cuestión (nótese que esta gráfica depende de las características del simulador en uso, y por tanto la información no es extrapolable a otra máquina o a otras condiciones de calibración). En el simulador utilizado en esta Tesis, la máxima *DFI* posible es de 104 cm y la máxima *DII* es de 46 cm. En la figura se observa que no estamos en situación de utilizar el túnel máximo sin salirnos de las condiciones de calibrado inicial. Si se violan las condiciones de calibrado, las dimensiones del objeto que se reconstruye se verán modificadas. En el caso de utilizar aquellas combinaciones que proporcionan el mismo círculo de reconstrucción, el calibrado es válido para todas ellas.

Para comprobar la validez de la solución dada al problema, se han realizado cortes del maniquí AAPM de TC con distintas combinaciones de DFI+DII que proporcionen el mismo valor teórico del radio de reconstrucción. Todas las imágenes obtenidas se han comparado posteriormente con aquellas obtenidas en condiciones de calibración (DFI=100 y DII=40), encontrando que las diferencias entre imágenes, tanto en contraste como en dimensiones son menores que la fluctuación estadística en condiciones de calibración.

También se han realizado pruebas con combinaciones de DFI y DII ligeramente desviadas de las condiciones de calibrado, con la intención de obtener el máximo túnel físico (máxima DII). En concreto, se han hecho pruebas con DFI=105 cm y DII=46 cm para los tres tamaños de campo disponibles en el TC (30, 40 y 50 cm de diámetro) y las imágenes obtenidas se han comparado con sus homólogas realizadas en condiciones de calibración (DFI=100 cm y DII=40 cm). En todos los casos, las dimensiones del maniquí resultan ligeramente agrandadas de forma uniforme, sin deformaciones. La desviación máxima encontrada se produce con el campo de 50 cm de diámetro y es menor de 5 mm. Considerando que las regiones a reconstruir mediante este método superan los 35 cm en su dimensión mayor, el error cometido es mínimo (<1.5%) y queda enmascarado por el error cometido al extraer el contorno del enfermo de forma manual [Dowsett-1992]. En el caso de un tratamiento de mama, por ejemplo, el error cometido utilizando este método es menor que la deformación que se produce en la estructura torácica al retirar el brazo de la posición de tratamiento para permitir realizar el corte de TC sin riesgo de colisionar con él. Se concluye por tanto que se puede utilizar el sistema de reconstrucción en estas condiciones de alejamiento del calibrado permitiendo así la elaboración de una planimetría realista.

## **4.2 Círculo de reconstrucción insuficiente. Reconstrucción con cortes parciales.**

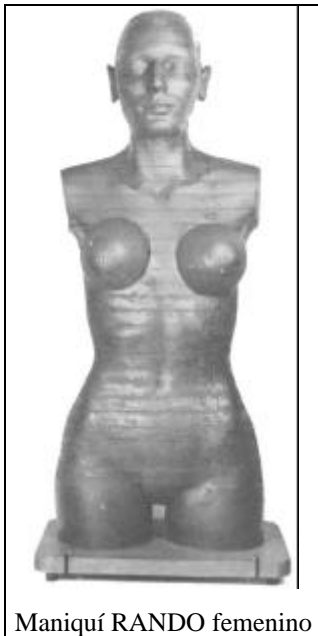
En planificaciones de grandes volúmenes (pelvis, tórax, supraclaviculares), aunque el diámetro físico del simulador-TC permite la adquisición de imágenes, el diámetro del túnel de reconstrucción puede resultar pequeño. Al realizar estos tipos de exploraciones, generalmente se recurre a excluir, en la medida de lo posible, zonas del cuerpo que no van a ser irradiadas, forzando a realizar una reconstrucción con proyecciones incompletas. Esta solución favorece la aparición de artefactos dentro de la imagen reconstruida que dificultan la estimación de la densidad [Gore-1980].

Se puede incrementar el círculo de reconstrucción aumentando DFI al máximo y disminuyendo DII hasta el mínimo posible sin que haya colisión

posible con el paciente. El aumento no es muy grande y en algunas ocasiones es suficiente para realizar con éxito una reconstrucción completa. En nuestro simulador, con una DFI máxima de 104 cm y una DII mínima de 35 cm, obtenemos un diámetro de 37 cm frente a los 35 cm que se obtienen en el calibrado estándar de DFI=100 cm. y DII=40 cm. No obstante, el aumento del círculo de reconstrucción mediante esta argucia no suele ser suficiente para reconstruir volúmenes grandes.

Proponemos una solución para incluir grandes regiones en un corte de TC que consiste en la manipulación de la imagen digital una vez realizado el corte, mediante una técnica que denominamos ***reconstrucción con cortes parciales***.

Si las dimensiones del paciente superan el tamaño del círculo de reconstrucción, se procede a realizar dos cortes de TC de la misma región. Para ello se sitúa al paciente (las pruebas se realizan con imágenes de un maniquí humanoide RANDO [ICRU-1992]) bien centrado sobre la mesa de tratamiento y esta última centrada en su escala.



Maniquí RANDO femenino

Posteriormente se desplaza lateralmente la mesa en un sentido y se realiza un corte de TC en el que quedará excluido parte del paciente, como se muestra en la figura 4.13a. Una vez finalizado, se desplaza en sentido contrario y se realiza otro corte (figura 4.13b). Denominamos *cortes parciales* aquellos en los que sólo se reconstruye una porción del paciente, quedando el resto fuera del círculo de reconstrucción.

Con este par de cortes se dispone de la información anatómica completa del paciente, aunque de una forma que no es utilizable por los planificadores de Radioterapia, por lo que se necesita crear una imagen corregida por fusión de los cortes parciales que contenga la información completa del paciente en una sola imagen.



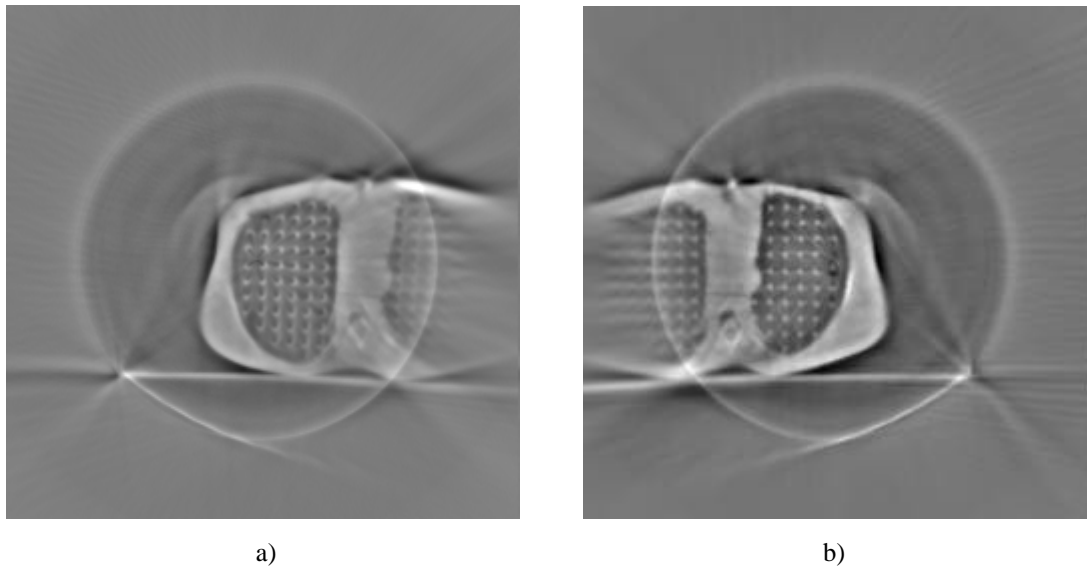


Figura 4.13. Cortes parciales  
Cortes de TC del maniquí humanoide desplazado  $\pm 10$  cm respecto de la posición centrada de la mesa de tratamiento

A partir de los cortes parciales se desarrolla un *algoritmo de fusión* en tres pasos:

1. Cálculo de la distancia de desplazamiento de cada corte parcial respecto de la posición centrada de la mesa de tratamiento.
2. Desplazamiento digital de las imágenes parciales en la cantidad calculada en el paso anterior.
3. Fusión de las imágenes desplazadas.

#### 4.2.1 Cálculo de la distancia de desplazamiento.

La diferencia entre la posición de la mesa en el centro y en cada uno de los cortes parciales indica la distancia que se ha desplazado el centro del corte en cada sentido. Con esta información, se desplaza digitalmente la imagen tantos centímetros como se haya desplazado la mesa. Un valor positivo o negativo del desplazamiento indicará en qué sentido debe desplazarse la imagen.

La posición lateral de la mesa se obtiene por lectura directa en la consola de control del simulador. Estos datos son anotados por el operador y entran como parámetros en el software de reconstrucción. Este método de lectura directa de la posición de la mesa está sometido a errores de medida,

así como errores de lectura y/o transcripción por parte de los operarios del simulador, tal y como se ha podido constatar en la práctica clínica diaria en el Servicio de Radioterapia del Hospital Clínico de Valencia.

Para paliar este problema se ha desarrollado un sistema de detección automática de la magnitud del desplazamiento de cada corte parcial.

El algoritmo desarrollado se basa en la detección de la posición de la zona que es común en ambas imágenes, a través de un proceso de correlación entre imágenes, un método bien conocido en procesos de detección de objetos.

El fundamento teórico de la detección de objetos por medio de correlaciones se desarrolla con detalle en el capítulo 6, dedicado al análisis automático de movimientos fisiológicos (§6.3).

Básicamente, la operación de correlación entre dos imágenes proporciona una distribución que presenta un valor máximo en el lugar donde se produce el mayor parecido entre ellas. El cálculo de la correlación, como se verá más adelante, se realiza utilizando un método basado en la transformada de Fourier de las imágenes (§6.3).

Una vez realizada la correlación entre los cortes parciales, la cantidad que debe desplazarse cada uno corresponde a la diferencia entre las coordenadas del pico de correlación y el centro de la imagen. En la figura 4.14a se muestra el resultado del proceso de correlación entre los cortes parciales de la figura 4.13. El pico de correlación se marca con una flecha.

La presencia de ruido en este tipo de imágenes disminuye la altura del pico de correlación respecto al fondo, pudiendo llegar a provocar errores de detección. El procedimiento se mejora construyendo un filtro de Wiener en lugar de este filtro adaptado clásico (§6.4) que mejora considerablemente la posibilidad de localización del máximo de correlación en presencia de ruido. A efectos de comparación, en las figuras 4.14 y 4.15 se muestran los planos de correlación con un filtro adaptado clásico (CMF) y un filtro de Wiener para el caso reflejado en la figura 4.13. Obsérvese la fácil y precisa localización del máximo con el filtro de Wiener.

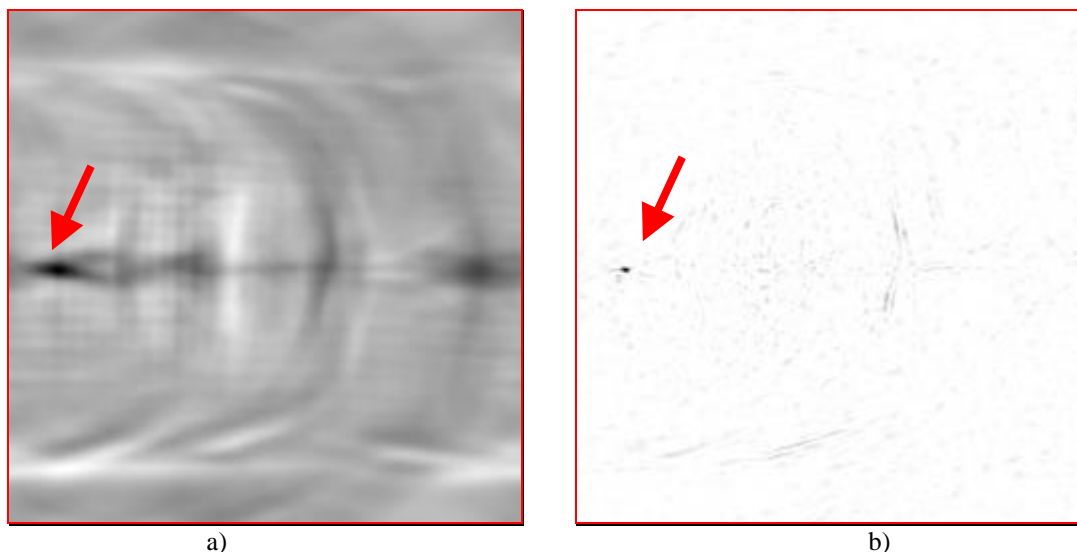


Figura 4.14. Cálculo del desplazamiento para cada corte parcial mediante filtros adaptados. El filtro adaptado clásico (figura a) permite detectar la posición de información común en ambas imágenes (en este ejemplo, el mediastino), aunque la presencia de ruido provoca un umbral de detección bastante alto y por tanto una probabilidad elevada de error. La construcción de un filtro de Wiener (figura b) mejora la detección en presencia de ruido al generar un pico de detección claramente distinguible del fondo.

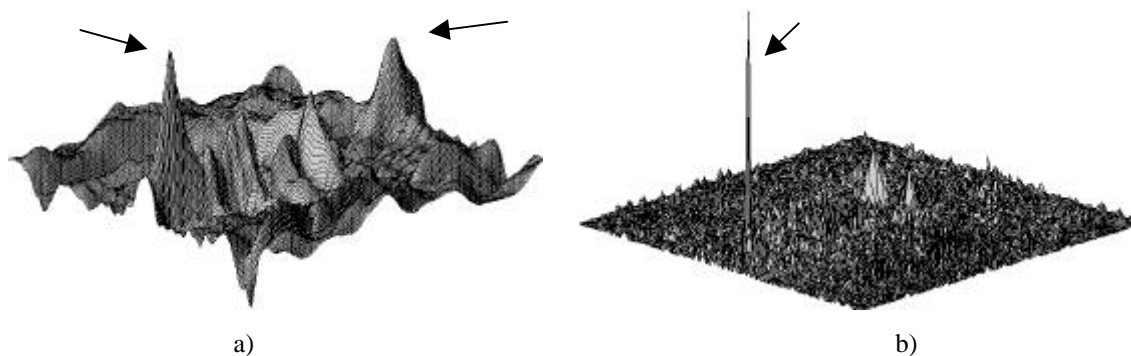


Figura 4.15. Cálculo del desplazamiento para cada corte parcial mediante filtros adaptados. El filtro de Wiener (figura b) proporciona un pico de correlación fácilmente distinguible del fondo, mientras que el filtro adaptado clásico (figura a) puede producir errores de detección.

#### 4.2.2 Desplazamiento digital de los cortes parciales.

El número de píxeles equivalente a la distancia que debe desplazarse la imagen se obtiene del tamaño de la imagen y el tamaño del campo de reconstrucción.

Las imágenes producidas por nuestro TC tienen un tamaño de 256x256 píxeles. El tamaño del campo de reconstrucción nos da la escala centimétrica de la imagen: 256 píxeles = Tamaño de campo. En el caso de un tamaño de reconstrucción de 50 cm, 256 píxeles = 50 cm y por tanto, 1 píxel = 1.95 mm. Un desplazamiento de *Despl* milímetros en cualquier sentido supone un

desplazamiento de la imagen de una cantidad de píxeles  $N_{pix}$  que se calcula a partir de la expresión:

$$N_{pix} = \frac{Tam}{Tcpo \cdot Despl} \quad \text{Ec. 4.1}$$

siendo  $Tam$  el tamaño en píxeles de la imagen y  $Tcpo$  el tamaño de campo de reconstrucción.

Con esta escala pixel/mm, es evidente que rara vez el desplazamiento deseado va a corresponder con un número exacto de píxeles. Redondear el resultado  $N_{pix}$  puede llevar a errores acumulativos que, si bien son de escasa cuantía, se pueden eliminar. Para ello se utiliza un sencillo método iterativo para conseguir un tamaño de *remuestreo óptimo* de forma que el número de píxeles a desplazar ( $N_{pix}$ ) sea un número entero (figura 4.16). En este procedimiento se mantienen fijos  $Tcpo$  y  $Despl$  mientras se va aumentando el tamaño de la imagen ( $Tam$ ), con lo que la relación de escala píxel/mm se modifica hasta conseguir un  $N_{pix}$  entero. En ocasiones esto no es posible y se corta el proceso cuando la parte decimal de  $N_{pix}$  es menor del 0.1%.

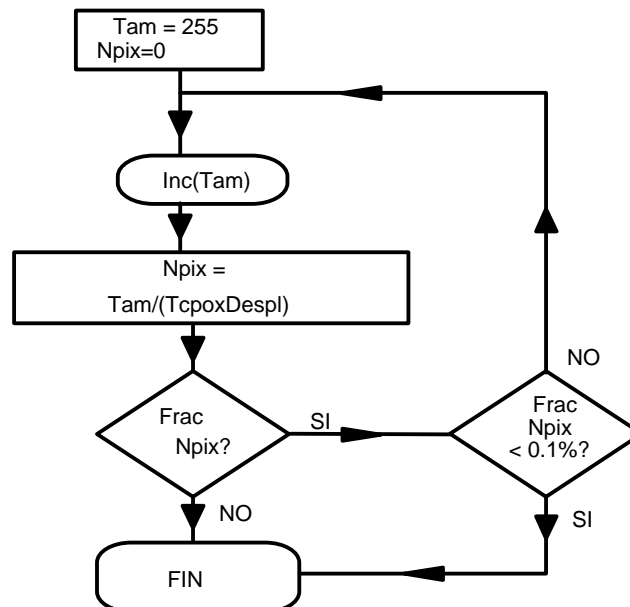


Figura 4.16. Diagrama de flujo para la búsqueda del tamaño de remuestreo óptimo

Una vez obtenido el tamaño óptimo de la imagen, esta se remuestrea al nuevo tamaño utilizando interpolación bilineal, para evitar efectos de escalonado en los bordes. Posteriormente se procede a desplazarla tantos píxeles de la nueva escala como sean necesarios ( $N_{pix}$ ). Tras el desplazamiento, la imagen se vuelve remuestrear a su tamaño original (de nuevo utilizando interpolación bilineal). Este remuestreo ha de hacerse en cada imagen por separado, ya que no es probable que el desplazamiento efectuado para cada una de ellas sea el mismo y, por tanto, el remuestreo óptimo difiere en ambas.

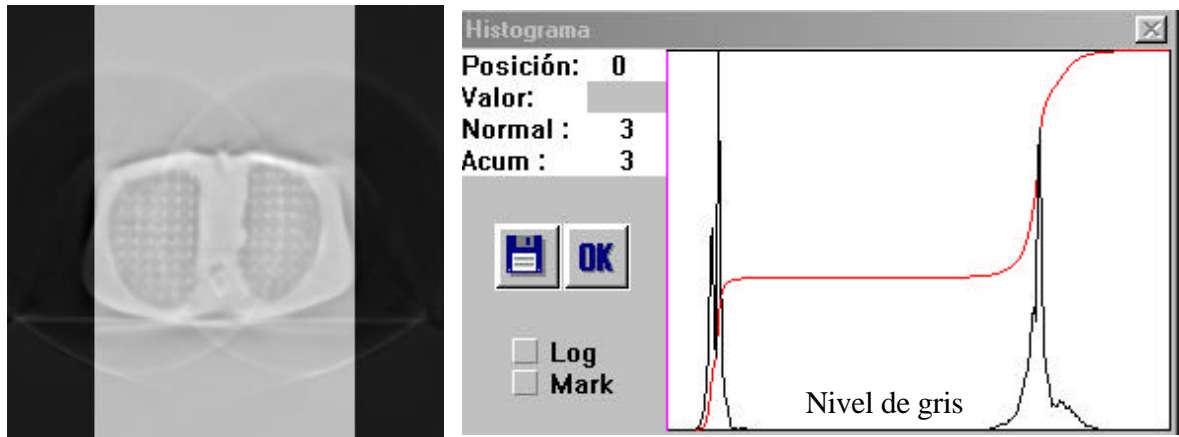
Adicionalmente, el proceso de remuestreo bilineal tiene un efecto de filtrado suave de pasa baja, muy conveniente en este tipo de imágenes debido al ruido de naturaleza aleatoria presente en las imágenes de TC generadas con proyecciones adquiridas con un intensificador de imagen.

### **4.2.3 Fusión de las imágenes desplazadas digitalmente.**

Una vez desplazadas ambas imágenes, se procede a fusionarlas, obteniéndose finalmente la imagen reconstruida.

El proceso de fusión debe mantener la información de cada una de las imágenes en la zona donde no hay solapamiento entre ambas, a la vez que debe combinar la información en aquellas zonas donde la información es redundante.

Un promedio de las imágenes desplazadas no puede hacerse directamente ya que en la zona de intersección de ambas se suman los valores, mientras que en el resto se conserva el valor original de cada imagen. Aplicando un promedio de imágenes, el histograma de la imagen resultante es bilobulado (figura 4.17a). El rango dinámico resultante es tal que no permite la visualización completa de la imagen (figura 4.17b).



a) b)  
Figura 4.17. Resultado de la reconstrucción por cortes parciales

a) Imagen promediada. b) Histograma de la imagen promediada mostrando los dos lóbulos correspondientes a la zona de intersección de ambas imágenes (pico de la derecha con valores altos) y a la zona con contribución única de cada imagen (pico de la izquierda con valores bajos).

La visualización completa de un rango dinámico tan grande puede lograrse aplicando una función de visualización en forma de diente de sierra como se muestra en la figura 4.18. Esta función puede calcularse de forma automática y adaptativa para cada imagen resultado [Gonzalez-1987], pero esta solución no es la más adecuada por diversos motivos. Al tratarse de imágenes de 16 bits, su rango dinámico es siempre mayor de 256 niveles, por lo que durante su uso clínico es habitual tener que reasignar los valores de visualización para mejorar determinadas estructuras. Con estas imágenes resultado, habría que reasignar de forma independiente la visualización de cada uno de los lóbulos resultando un procedimiento poco operativo. Por otra parte, el promedio de imágenes añade artefactos en la imagen resultado al incluir el borde del círculo de reconstrucción dentro del objeto reconstruido. Estos artefactos perturban considerablemente la visualización de estructuras internas.

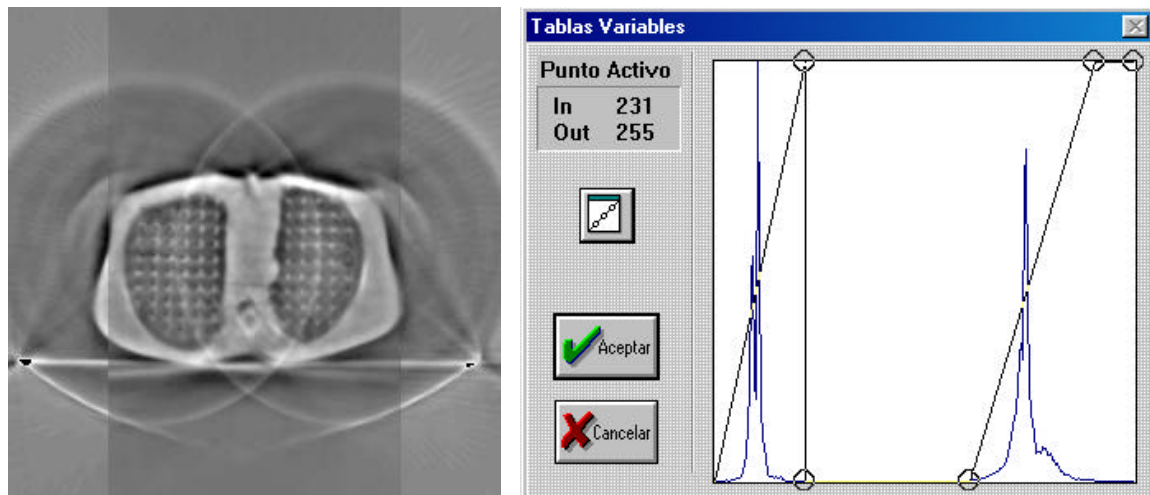


Figura 4.18. Mejora de la visualización de la reconstrucción por cortes parciales aplicando una función de visualización en diente de sierra. Obsérvese la aparición de artefactos en el interior de la imagen por superposición de los bordes del círculo de reconstrucción.

Por las razones aducidas anteriormente, para unir las imágenes desplazadas se propone un proceso de fusión de la siguiente manera:

Se define una zona en el centro de la imagen de anchura arbitraria (20 píxeles). Desde los laterales de la imagen hasta el inicio de esta zona, se conserva el valor original de cada una de las imágenes desplazadas. Dentro de esta zona, el valor de cada imagen se pesa por un factor decreciente con la distancia. De esta manera, en los bordes de la zona de unión, una de las imágenes contribuye mucho al valor resultante, mientras que la otra lo hace poco. A medida que nos acercamos al centro de la zona de unión, ambas imágenes contribuyen en la misma proporción, de forma que en toda la zona el nivel de gris resultante es del mismo orden que el de las imágenes originales, obteniéndose un histograma con un solo lóbulo.

El procedimiento se explica gráficamente en la figura 4.19.

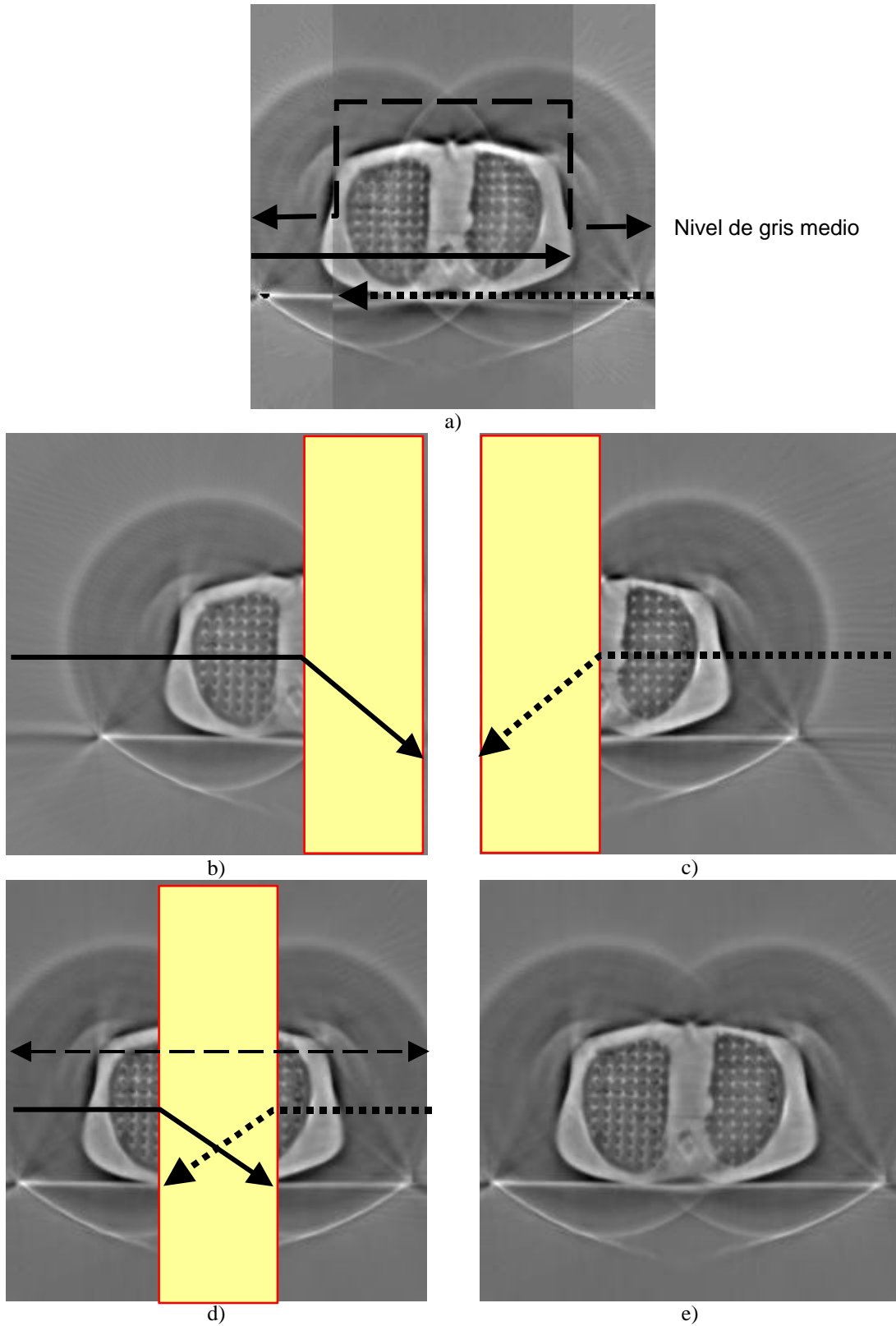


Figura 4.19. Fusión de las imágenes desplazadas

Mediante un procedimiento estándar de promedio de imágenes (figura 4.19a), cada imagen contribuye por igual al resultado. Los valores de una imagen (flecha sólida) se suman a los de la otra imagen (flecha punteada). De



esta manera, el valor de gris resultante en la zona de intersección es el doble que el de las imágenes por separado (flecha rayada). Definiendo una zona de intersección y pesando el valor de las imágenes de forma decreciente en dicha zona (figuras 4.19 b y c), se logra que la suma de valores resultante se mantenga en el mismo rango que las imágenes originales (figura 4.19d), finalizando con una imagen libre de artefactos derivados del promedio (figura 4.19e).

El resultado de la reconstrucción por cortes parciales se puede comparar con la imagen de la misma sección del maniquí reconstruida en un solo corte en la figura 4.20. La diferencia entre ambas imágenes se debe fundamentalmente al ruido introducido en los cortes parciales al estar reconstruidos a partir de proyecciones incompletas [Gore-1980].

La imagen completamente reconstruida de una sección del maniquí humanoide (4.20a) se compara con la reconstruida por cortes parciales (4.20c). La forma de los histogramas de la imagen original (4.20b) y reconstruida (4.20d) es casi idéntica. El aumento de valores bajos (flecha sólida) se produce por que se duplica el área del aire de fondo incluido en el círculo de reconstrucción. El pequeño aumento de valores altos (flecha punteada en la figura 4.20d) es debido a la aparición de ruido producido por las proyecciones incompletas y por la doble inclusión del borde del círculo de reconstrucción en la imagen. Estas zonas de ruido están marcadas con flechas punteadas en la figura (4.20c). La imagen residual obtenida por diferencia entre las imágenes original y reconstruida (figura 4.20e) muestra variaciones muy pequeñas en la posición y tamaño tanto de estructuras internas como de contorno externo. La máxima desviación medida en esta imagen es de 3 mm, un valor perfectamente asumible ya que es del orden del error que se comete al contornear dichas estructuras bien sea de forma manual o automática [Dowsett-1992; Yamamoto-1999].

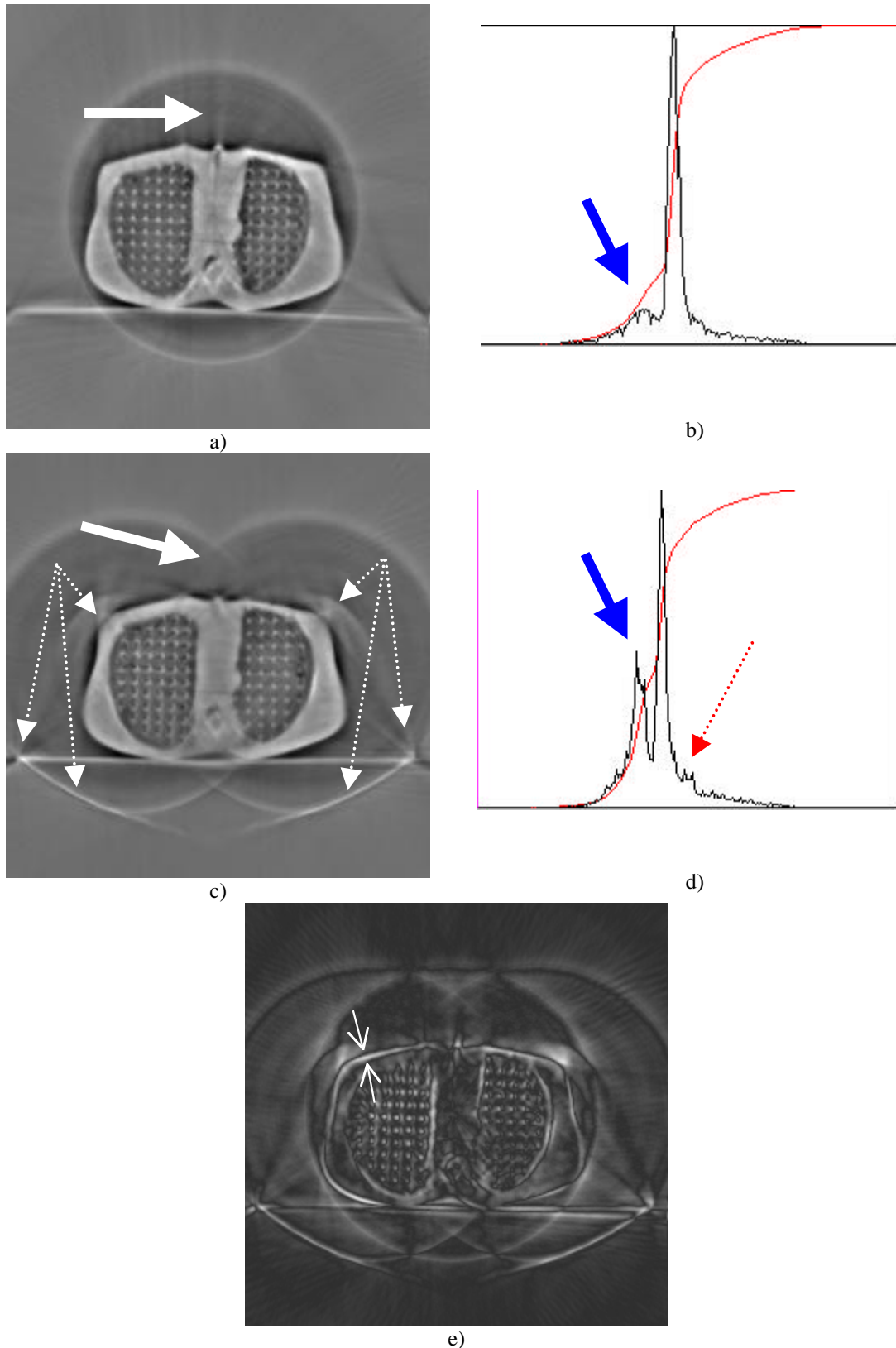


Figura 4.20. Verificación de la reconstrucción por cortes parciales

La implicación dosimétrica de este procesado es clara.

En aquellos casos en los que el paciente, por su tamaño, no puede reconstruirse completamente, por mucho que se aumente el círculo de

reconstrucción del tomógrafo, el cálculo dosimétrico no puede realizarse con exactitud.

En la figura 4.21a se muestra una propuesta de un tratamiento de próstata utilizando un corte de TC diagnóstico incompleto. El cálculo de la contribución de los campos laterales será erróneo a partir de las zonas marcadas con los círculos al considerar un menor espesor del paciente y realizar una excesiva corrección por oblicuidad. La figura 4.21b muestra el mismo tratamiento sobre la imagen reconstruida por cortes parciales en el simulador-TC, en la que se puede observar que no hay zonas de error dosimétrico.

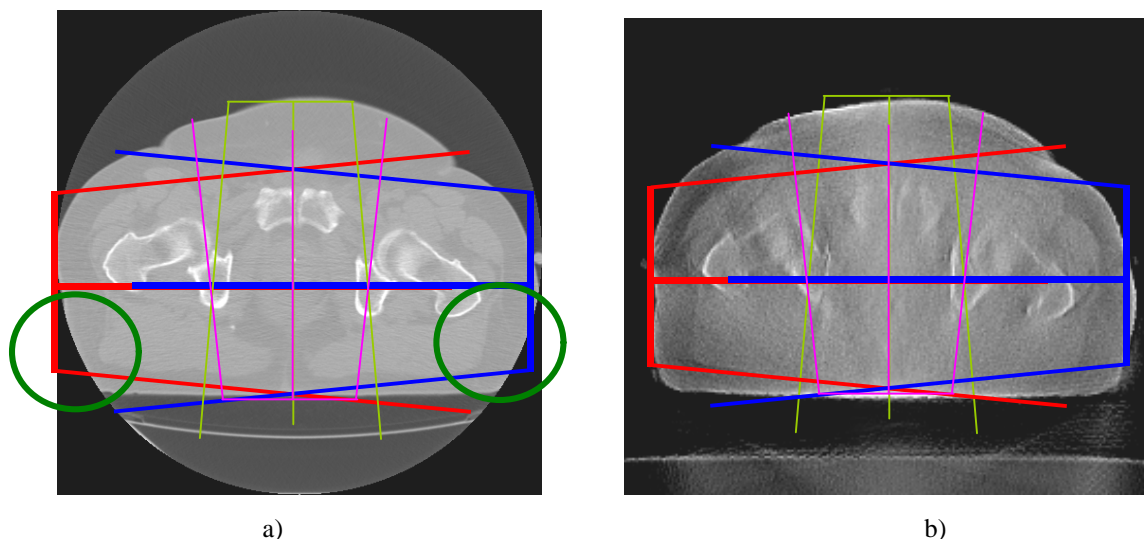


Figura 4.21. Errores dosimétricos por reconstrucciones incompletas.

a) Información geométrica incorrecta de un TC diagnóstico. b) Paciente completamente reconstruido en un Simulador-TC mediante la técnica de reconstrucciones parciales.

Más espectacular es la mejora dosimétrica que supone esta técnica en el caso de los tratamientos de mama bilaterales (tratamiento simultáneo de las dos mamas de una paciente). Al igual que en el caso del tratamiento de mama+cadenas supraclaviculares expuesto en §4.1, el cálculo de una mama bilateral no debe realizarse de forma independiente utilizando información parcial, sino que ambas mamas deben ser calculadas simultáneamente para tener en cuenta la contribución de la radiación secundaria.

La figura 4.22 muestra un corte de un tratamiento de mama bilateral generado utilizando la técnica de reconstrucción por cortes parciales, con la

paciente situada con ambos brazos en abducción de 90°: una posición imposible de reproducir en un TC diagnóstico.

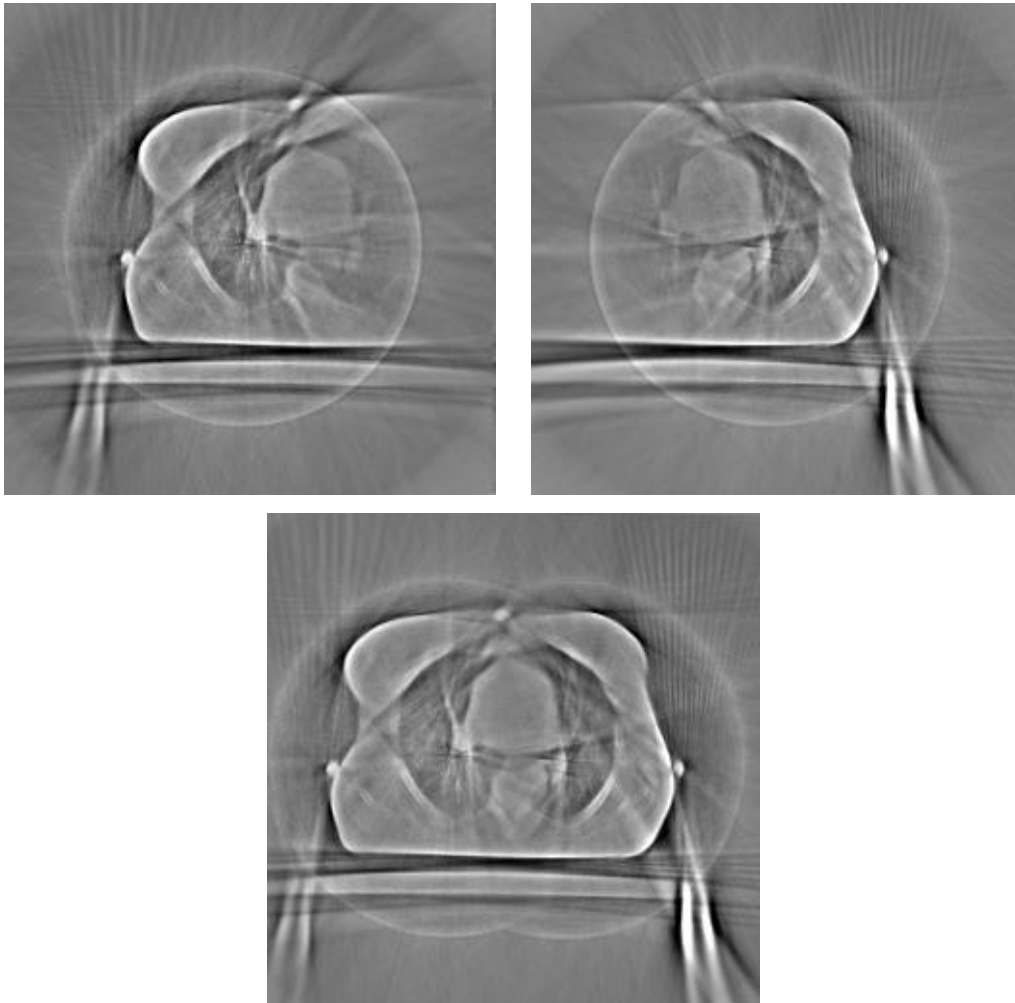


Figura 4.22. Mama bilateral. Imágenes originales y reconstruida por cortes parciales.

El resultado del cálculo de la distribución de dosis generada por la irradiación con fotones de 6 MV realizado de forma independiente (cada mama por separado como si fuesen volúmenes blancos completamente independientes) se muestra en las figuras 4.23a y 4.23b.

Realizando el mismo cálculo pero de forma simultánea (figura 4.23c) se aprecia un aumento de dosis en ambas mamas que pasa desapercibido si se realizan cálculos independientes.

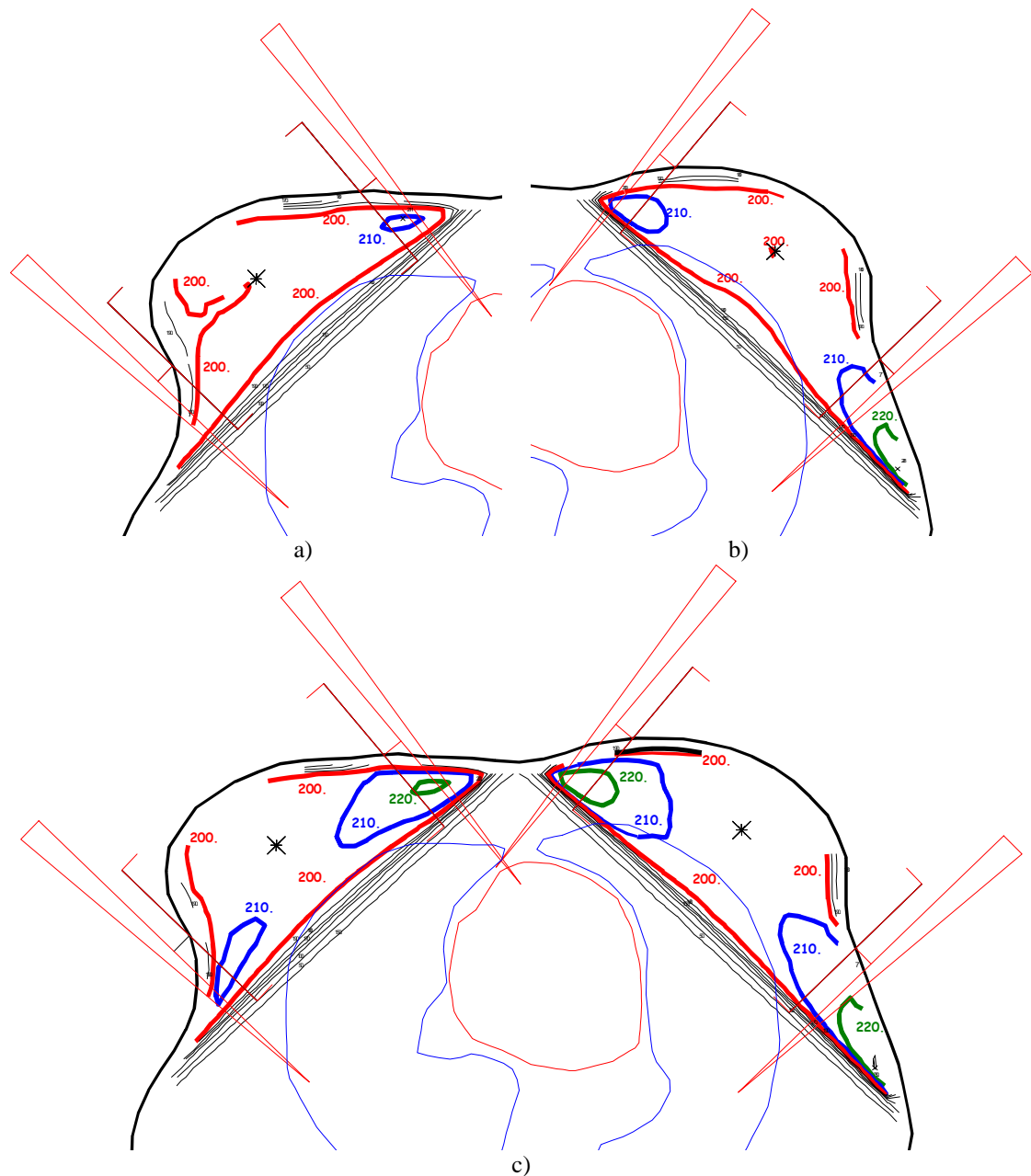


Figura 4.23. Tratamiento de mama bilateral calculando de forma independiente la mama derecha (a) y la mama izquierda (b). El cálculo simultáneo facilitado por la reconstrucción por cortes parciales muestra variaciones importantes de dosis en ambas mamas respecto a la esperada.

En este caso concreto, para conseguir una distribución homogénea de dosis utilizando un cálculo conjunto hay que modificar las contribuciones de todos los campos respecto de las calculadas de forma independiente. Para el campo interno de la mama derecha es necesario disminuir en un 4% la dosis suministrada, mientras que el campo externo debe suministrar un 4% más de dosis que la calculada para el cálculo independiente. Para la mama izquierda, el campo interno debe suministrar un 13% menos de dosis, mientras que el campo externo debe aumentar su contribución en un 7%.

Con estos resultados puede comprobarse que la variación de dosis es lo suficientemente grande como para temer una disminución del control local de la enfermedad, según las recomendaciones de la ICRU. Esta situación se agrava si pensamos que el tratamiento también está sometido a variaciones dosimétricas por errores de posicionamiento diario de la paciente y por efectos del movimiento respiratorio, como se discutirá en el capítulo 6.

### **4.3 Evaluación de volúmenes a partir de un pequeño número de cortes de TC.**

La mayor limitación de un Simulador-TC es posiblemente el pequeño número de cortes que se pueden obtener de un paciente.

Como ya se ha comentado, ésta no es debido a una limitación técnica sino práctica, derivada de la limitación legal impuesta a la velocidad de giro del *gantry* de 1 r.p.m. (Directiva IEC 601-2.29 cláusula 22.4.103), lo que implica que un corte de TC dura un mínimo de un minuto, al que hay que añadir el tiempo de preparación del paciente y la pausa entre cortes invertida en el movimiento de la mesa. La práctica en su uso ha demostrado que no es factible realizar más de 10 cortes a un paciente (entre 15 y 20 minutos de exploración).

Algunos autores han demostrado que con un mínimo número de cortes entre 3 [Cheng-1994] y 5 [Vincent-1999], la distribución de dosis obtenida en cada uno de ellos es correcta, no observándose ninguna mejora del cálculo de la distribución al aumentar el número de cortes que intervienen en él y por tanto, los pacientes simulados en un Simulador-TC son correctamente calculados desde una perspectiva 3D.

Se han desarrollado algunos métodos que calculan con éxito el volumen pulmonar irradiado a partir de información facilitada por las radiografías de verificación [Bornstein-1990; Mallik-1995], aunque sólo son aplicables a tratamientos de mama.

El limitado número de cortes de TC no permite el cálculo preciso de Histogramas Dosis Volumen [Díez-2000c], una de una de las herramientas de evaluación del tratamiento más útiles actualmente [Galvin-1995].

Especialmente para los casos en los que la simulación del tratamiento no puede llevarse a cabo con TC diagnósticos, hemos desarrollado un método de cálculo de HDV basado en pocos cortes de TC, de forma que se pueda disponer simultáneamente de la información espacial que proporciona el Simulador-TC junto con las sofisticadas herramientas de evaluación de tratamientos que requieren un gran número de cortes de TC. Se trata de un método de selección de la posición espacial de un conjunto mínimo de cortes suficiente para construir un HDV correcto.

Para desarrollar este método es preciso conocer la forma en que los sistemas de planificación 3D reconstruyen espacialmente al paciente.

En cualquier tipo de simulador (convencional o virtual) se adquieren cortes en posiciones espaciales discretas, de forma que la representación espacial del paciente es incompleta al quedar huecos entre dos cortes de TC consecutivos. Para reconstruir un paciente virtual 3D, los planificadores rellenan estos huecos asignando unos límites de validez espacial a cada corte de TC. De esta forma, “ensanchan” cada corte hasta que llena una región del espacio, más o menos ancha en función de la separación entre cortes.

Para un corte  $k$  cualquiera dentro de un conjunto de  $n$  cortes de TC ( $k=1..n$ ) de anchura  $w(k)$  situado espacialmente en una posición  $Pos(k)$  respecto a un origen de coordenadas arbitrario, el planificador asigna unos límites simétricos de validez espacial de dicho corte que vienen dados por:

$$\begin{aligned} Z_{\text{sup}}(k) &= Pos(k) + \frac{Pos(k-1) - Pos(k)}{2} \\ Z_{\text{inf}}(k) &= Pos(k) - \frac{Pos(k) - Pos(k+1)}{2} \end{aligned} \quad \text{Ec. 4.2}$$

Mientras que a los cortes situados en los extremos del estudio se les asigna una validez espacial asimétrica que depende de la anchura de corte:

$$\begin{aligned}
 Z_{\text{sup}}(1) &= Pos(1) + \frac{Pos(1) - Pos(2)}{2} \\
 Z_{\text{inf}}(1) &= Pos(1) - \frac{w(1)}{2} \\
 Z_{\text{sup}}(n) &= Pos(n) + \frac{w(n)}{2} \\
 Z_{\text{inf}}(n) &= Pos(n) - \frac{Pos(n-1) - Pos(n)}{2}
 \end{aligned}
 \tag{Ec. 4.3}$$

El espacio existente entre dos cortes de TC consecutivos se llena a partes iguales con la información de los cortes adyacentes, como se muestra en la figura 4.24

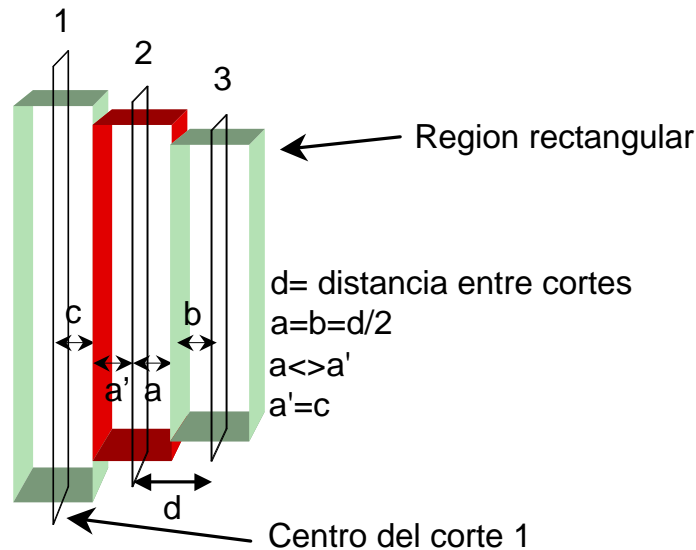


Figura 4.24. Reconstrucción 3D a partir de cortes discretos.

El espacio entre dos cortes adyacentes separados una distancia  $d$  se rellena ensanchando cada uno de dichos cortes. En el ejemplo, los cortes 2 y 3 están separados una distancia  $d$ . El corte 3 se ensancha hacia el corte 2 en una cantidad  $b$ , mientras que el corte 2 lo hace hacia el 3 en una cantidad  $a$  tal que  $a=b=d/2$ . La situación “continua” se producirá cuando la separación  $d$  entre cortes coincida con la anchura de los cortes  $d=w(2)=w(3)$ .

Con este esquema, un paciente puede modelizarse como *quasi*-continuo con un conjunto suficientemente grande de cortes de TC (entre 30 y 80). En el caso del Simulador TC, la separación entre cortes suele ser muy grande, de forma que esta modelización proporciona reconstrucciones muy groseras del paciente.

No obstante, basándonos en este modelo de reconstrucción, y teniendo en cuenta que las variaciones topográficas del ser humano son suaves,



podemos definir un criterio de selección del mínimo número de cortes, junto con su posición y límites de validez, para que represente adecuadamente un volumen extenso.

Puesto que estamos utilizando un simulador convencional, podemos obtener radiografías del paciente desde cualquier orientación espacial, y no es necesario reconstruirlas a partir de múltiples cortes de TC tal y como se hace en las simulaciones virtuales clásicas. Precisamente, la obtención *a priori* de estas proyecciones planas nos da la clave para reconstruir espacialmente el volumen (justo lo contrario que en una simulación virtual, en la que la reconstrucción *a priori* del volumen permite calcular proyecciones planas).

Estas radiografías nos permiten comprender cómo se reconstruye espacialmente un paciente con pocos cortes de TC y queda bien ilustrado en la figura 4.25. Sobre las radiografía AP (4.25a) y lateral (4.25b) se ha marcado la posición de tres cortes de TC equidistantes, obtenidos con el Simulador-TC siguiendo el criterio recomendado en [Cheng-1994] y que proporcionan un cálculo fiable en cada uno de los cortes (líneas rojas) junto con los rectángulos de validez espacial asignados por el planificador (en verde).

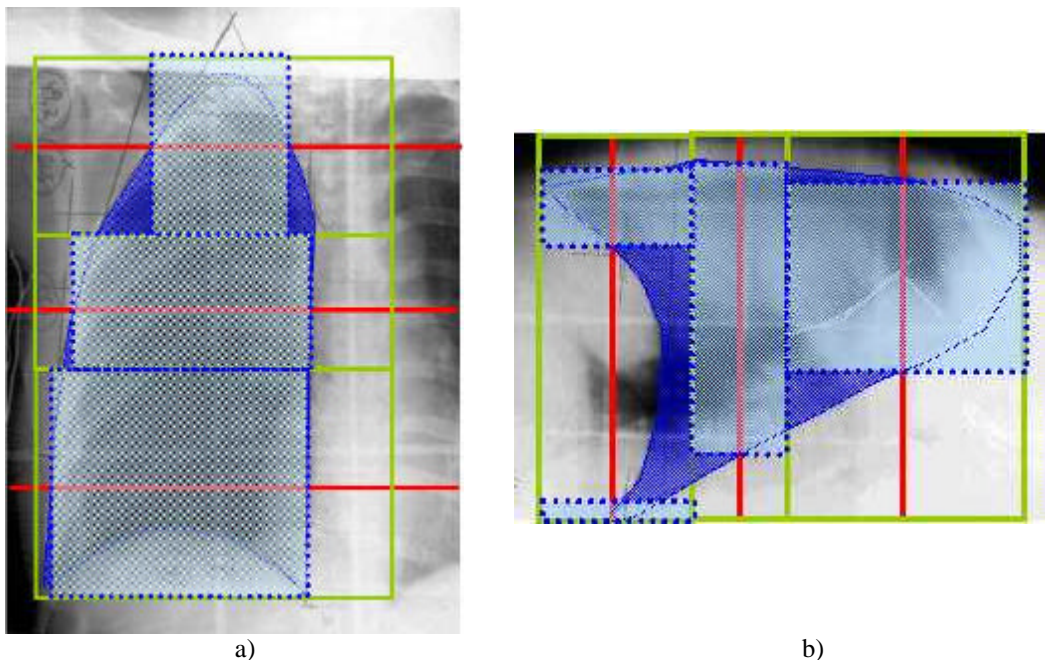


Figura 4.25. Modelización del paciente con 3 cortes de TC.

De esta forma, una estructura interna como el pulmón (en azul oscuro) queda mal definida. Analizando la figura, queda claro que representando una estructura con variaciones suaves por medio de paralelepípedos, sobreestimamos el volumen a un lado del corte mientras que lo subestimamos en el otro lado. Si para cada corte obtenido conseguimos igualar el volumen sobreestimado y el subestimado, el resultado será el volumen correcto representado por dicho paralelepípedo. Esto supone igualar los volúmenes  $a$  y  $b$  en la figura 4.26.

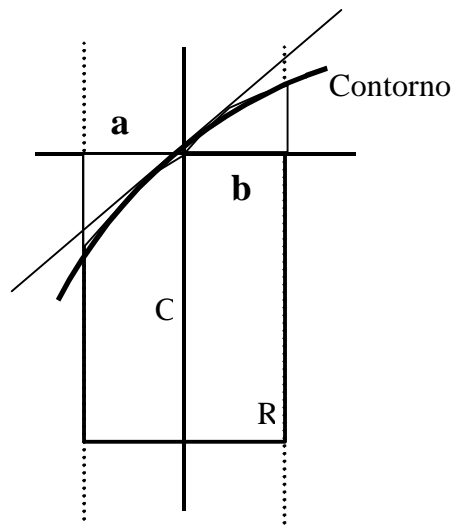


Figura 4.26. Volumen sobreestimado ( $a$ ) y subestimado ( $b$ ) de una estructura representada por un paralelepípedo  $R$  definido entorno al centro  $C$  de un corte de TC.

Supongamos un tratamiento de pulmón. Obviamente, el objetivo final de este proceso será obtener HDV correctos del órgano afecto.

Para decidir el número de cortes que deben adquirirse de forma que sean representativos del volumen de irradiación, en primer lugar obtenemos radiografías anteroposteriores y laterales de la zona que se va a irradiar.

En cada radiografía se contornea del órgano que se quiere examinar (en este caso el pulmón). El polígono que representa el contorno del pulmón se simplifica mediante una serie de segmentos rectos que se esquematiza en la figura 4.27. Comenzando por el ápex pulmonar (punto 1), se traza una línea hacia el vértex de forma que incluya el máximo número posible de puntos pertenecientes al contorno pulmonar. El primer segmento finaliza cuando la línea abandona definitivamente el contorno (punto 2). El punto medio entre (1) y (2) define la posición del primer corte de TC. El proceso continúa definiendo

posiciones de corte hasta que la línea de búsqueda cambia de sentido (punto 5 en el ejemplo).

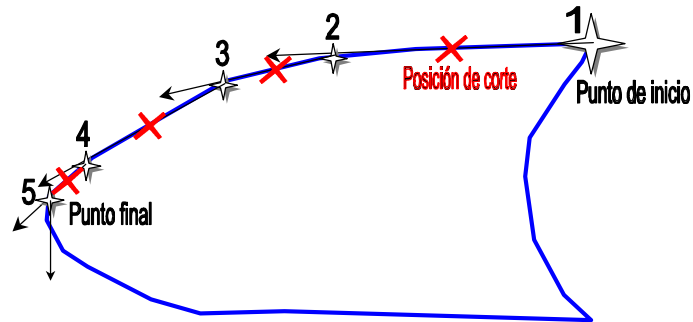


Figura 4.27. Criterio de selección del número y posición de los cortes de TC

La posición de los cortes se define utilizando la radiografía anteroposterior, excepto los correspondientes a la base pulmonar que se extraen de la radiografía lateral, al estar mejor definido en esta última. Utilizando este criterio de selección en el caso de la figura 4.25 se obtienen 5 cortes de TC para modelizar el pulmón, como se muestra en la figura 4.28.

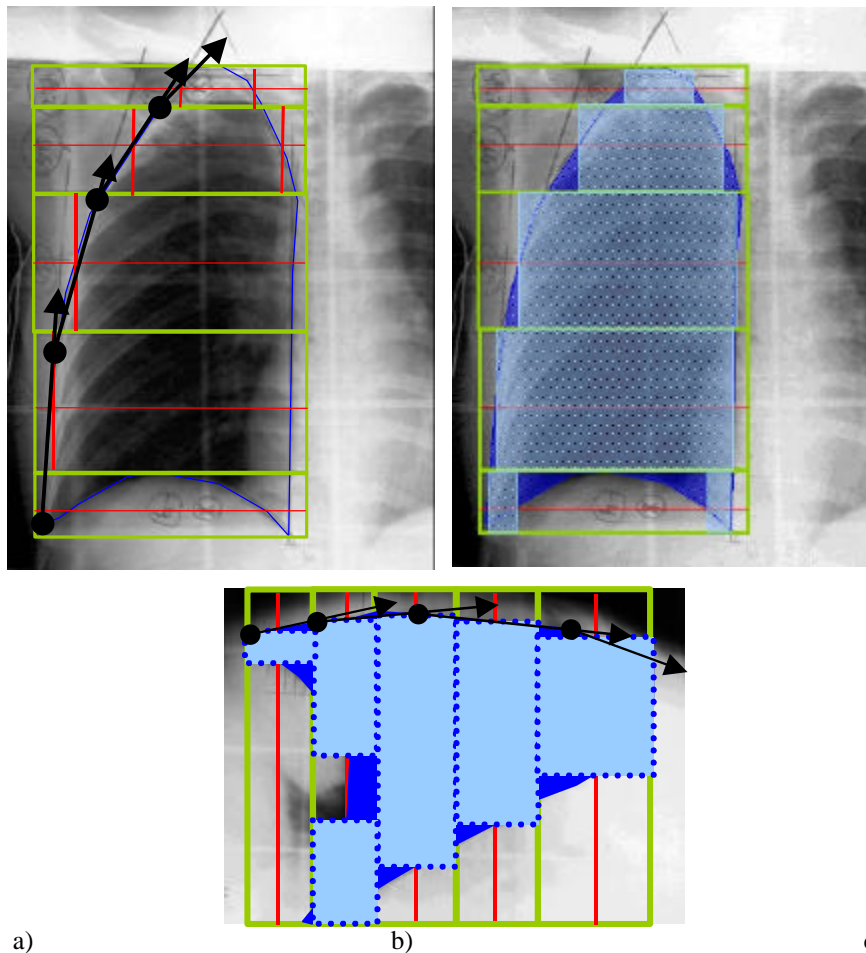


Figura 4.28. Aplicación del criterio de selección de cortes de TC sobre un paciente.

Sobre la radiografía AP (figura 4.28a) se definen las líneas de búsqueda (representadas en forma de flecha) que definen la posición de los distintos cortes de TC. Con esta selección, las regiones de validez calculadas por el planificador satisfacen la condición de compensación de volumen sobreestimado y subestimado de la figura 4.26. tanto en la radiografía AP (figura 4.28b) como en la lateral (figura 4.28c).

La comparación de la posición de los cortes en ambas radiografías obliga en ocasiones a modificar ligeramente la posición del corte respecto de la calculada y a redefinir los límites de validez –haciéndolos asimétricos respecto al centro del corte- de cada uno de ellos para que el criterio de compensación de áreas se cumpla simultáneamente en ambas.

Para comprobar la validez de este método de selección, se ha calculado el volumen pulmonar del maniquí RANDO utilizando un conjunto completo de 22 cortes con una separación de 1 cm entre cortes. Posteriormente, aplicando el criterio de selección, se adquiere un conjunto reducido de 6 cortes en las posiciones calculadas. Estos dos conjuntos de cortes se introducen en el sistema de planimetría 3D DOSIGRAY y se calcula el volumen pulmonar en cada caso. Para el conjunto con número reducido de cortes se reasignan los límites de validez de cada uno de ellos de acuerdo con el procedimiento descrito. Es fácil suponer que la región del espacio ocupada por cada uno de los cortes del conjunto reducido no engloba necesariamente un número entero de regiones correspondientes a cortes del conjunto completo. Por consiguiente, para comparar el volumen calculado en cada caso, es necesario calcular previamente el número de cortes enteros del conjunto completo que están incluidos en cada corte del conjunto reducido más el porcentaje de corte del conjunto completo incluido en cada extremo del corte perteneciente al conjunto reducido.

En el ejemplo de la figura 4.29 se observa que la región ocupada por un corte del conjunto reducido está a su vez ocupada por el 50% del corte 1, el 100% de los cortes 2,3 y 4 y el 25% del corte 5 del conjunto completo de cortes.

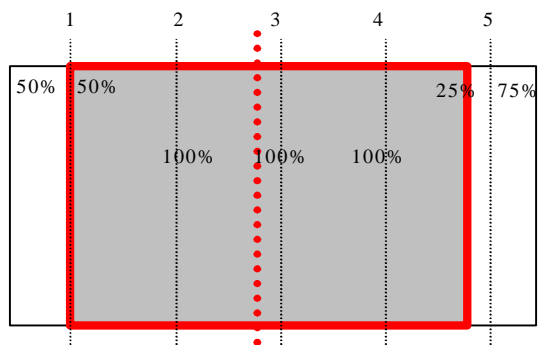


Figura 4.29.

La comparación de volúmenes calculados en cada caso se muestra en la tabla 4.1.

Corte del conjunto reducido	Cortes incluidos del conjunto completo	Volumen (cm <sup>3</sup> )			
		Pulmón D. Conjunto completo	Pulmón D. Conjunto reducido	Pulmón I. Conjunto completo	Pulmón I. Conjunto reducido
1	28% de 1	16.2		16.9	
	2	64.1		61.2	
	3	87.9		81.5	
	66% de 4	78		61.6	
	<b>Subtotal</b>	<b>246.2</b>	<b>258</b>	<b>221.2</b>	<b>269.9</b>
2	33% de 4	39		30.8	
	5	148.6		122.7	
	6	157.2		127.2	
	7	188.9		145	
	41% de 8	104.6		83.5	
<b>Subtotal</b>	<b>638.3</b>	<b>620.2</b>	<b>509.2</b>	<b>506.7</b>	
3	59% de 8	149.5		119.5	
	9	171.9		138.3	
	10	190.6		156.5	
	50% de 11	69.4		59.4	
	<b>Subtotal</b>	<b>581.4</b>	<b>581.7</b>	<b>473.7</b>	<b>489.7</b>
4	50% de 11	69.4		59.4	
	12	159		138.6	
	13	176.2		156.4	
	14	159.2		145.5	
	42% de 15	54.3		48	
<b>Subtotal</b>	<b>618.1</b>	<b>637.8</b>	<b>548.7</b>	<b>553.8</b>	
5	58% de 15	76.1		67.3	
	16	125.1		106.9	
	17	90		81.4	
	18	75.2		61.8	
	64% de 19	45.2		37.9	
<b>Subtotal</b>	<b>411.6</b>	<b>419.8</b>	<b>355.4</b>	<b>426.7</b>	
6	36% de 19	25.1		21.1	
	20	38.9		33.8	
	21	24.6		27.4	
	22	0		0	
	<b>Subtotal</b>	<b>88.6</b>	<b>66.9</b>	<b>82.3</b>	<b>70.9</b>
<b>TOTAL</b>	<b>2584.2</b>	<b>2584</b>	<b>2190.5</b>	<b>2317.7</b>	
Error		-0.03%		+5.5%	

Tabla 4.1 Volumen calculado con un conjunto de 22 cortes de CT uniformemente distribuidos y con 6 cortes seleccionados utilizando el criterio descrito.

A partir de los resultados obtenidos, puede concluirse que el método de selección descrito reproduce correctamente el volumen de la estructura anatómica en estudio, tanto global como localmente, lo cual va a permitir el cálculo de Histogramas Dosis Volumen con una precisión más que aceptable.

Se puede observar un mejor ajuste del cálculo del volumen pulmonar derecho. Esto es debido a que, en este caso, el criterio de selección se ha aplicado para intentar optimizar simultáneamente el cálculo del volumen en ambos pulmones, sin tener en cuenta el volumen ocupado por el corazón.

Antes de aplicar sistemáticamente este criterio de selección en la práctica clínica, se ha repetido el experimento con pacientes reales.

Se seleccionaron dos pacientes cuyo tratamiento iba a realizarse con dos campos tangenciales sobre la mama, sin afectación de cadenas supraclaviculares, por lo que la posición de tratamiento con brazos elevados por encima de la cabeza era dosimétricamente aceptable y permitía la adquisición de cortes de TC diagnósticos.

Para cada paciente se obtuvo un conjunto de 29 cortes de TC diagnóstico. Aplicando el criterio de selección descrito, se eligieron 5 cortes de simulador-TC para la paciente 1 y 7 para la paciente 2. El cálculo del volumen pulmonar total (VT) e irradiado (VI) a partir del conjunto reducido de cortes de simulador-TC difiere en menos del 2% respecto del conjunto completo de cortes diagnósticos, tal y como se comprueba en la tabla 4.2.

Paciente 1						Paciente 2					
TC Diagnóstico			Simulador TC			TC Diagnóstico			Simulador TC		
Corte	VT	VI	Corte	VT	VI	Corte	VT	VI	Corte	VT	VI
1-5	111.4	0	1	119.5	0	1-4	34.9	0	1	38.1	0
6-8	204.5	7	2	206.9	5	5-7	145.4	2	2	154.9	0
9-12	392.1	50	3	420.9	40	8-9	127.7	18	3	122.3	12
13-23	555.5	72	4	541.3	80	10-12	327.8	71	4	340.5	67
24-29	197.5	34	5	164.4	35	13-18	681.1	173	5	664	169
						19-21	233.5	65	6	258.6	68
						22-29	289	24	7	300.7	30
<b>Total</b>	<b>1461</b>	<b>163</b>		<b>1453</b>	<b>160</b>		<b>1839.8</b>	<b>353</b>		<b>1879.1</b>	<b>346</b>
<b>Error</b>				<b>0.5%</b>	<b>2%</b>					<b>2%</b>	<b>2%</b>

Tabla 4.2 Comparación de volúmenes calculados a partir de un conjunto completo de 29 cortes de TC diagnóstico frente a un conjunto reducido de cortes de Simulador-TC en pacientes reales.

La selección arbitraria de la posición de cortes de Simulador-TC produce Histogramas Dosis-Volumen erróneos, muy distintos a los obtenidos utilizando un conjunto casi continuo de cortes de TC, como se muestra en la figura 4.30a. Mediante el criterio propuesto de selección de la posición y tamaño de validez de cada corte se obtienen histogramas prácticamente iguales que en el caso continuo (figura 4.30b), lo que demuestra la utilidad del método desarrollado.

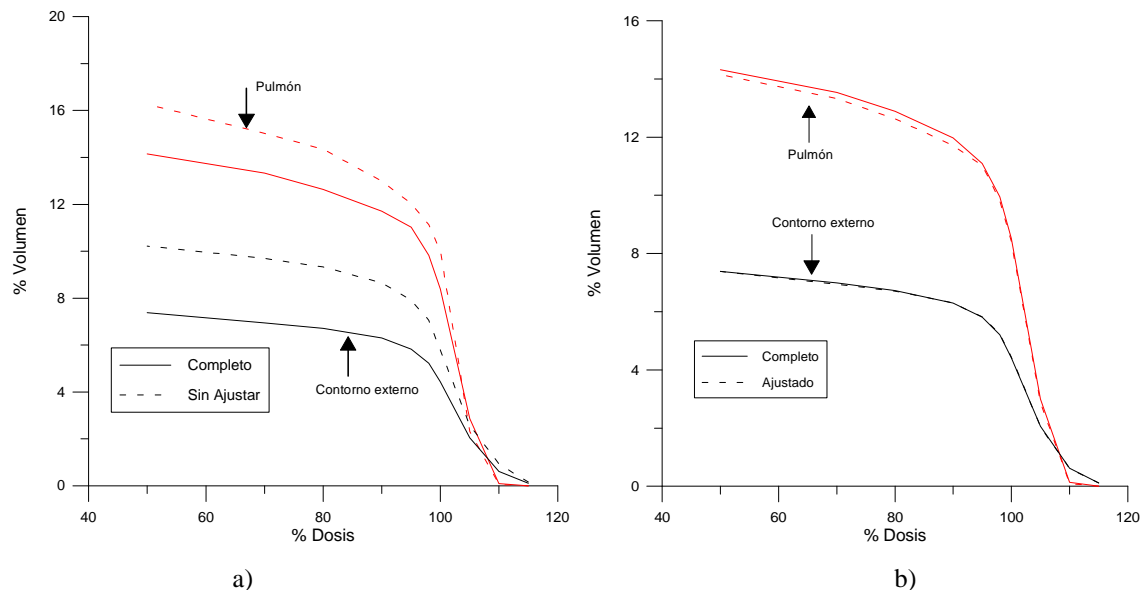


Figura 4.30. Histogramas Dosis Volumen calculados con ambos conjuntos de cortes de TC. a) Cortes de Simulador-TC obtenidos sin aplicar el criterio de selección. b) Cortes de Simulador TC tras aplicar el criterio de selección.

Este criterio de selección que se propone permite la realización de simulaciones realmente 3D incluso en aquellos casos en los que no se puede obtener un volumen de información suficiente. Esta técnica ha sido utilizada en el Hospital Clínico Universitario de Valencia para evaluar el efecto sobre la función respiratoria de la radioterapia del cáncer de mama por [Gonzalez-2000], incluyendo pacientes irradiadas sobre plano inclinado y que por tanto sólo podían planificarse correctamente en un simulador-TC.

En casos concretos como los anteriormente comentados de tratamiento de mama, la aparente falta de información provocada por la imposibilidad de obtener cortes de TC diagnósticos queda soslayada utilizando este sistema de selección. Obviamente, la información que se obtiene de un conjunto grande de cortes de TC (siempre que estos sean geoméricamente correctos) será

siempre de mejor calidad que la obtenida mediante este procedimiento. En los tratamientos de zonas con variaciones topográficas abruptas tales como cabeza y cuello, no es rentable la aplicación de este método de selección, al requerirse un número de cortes similar al que se obtendría seriando la exploración. Para estos casos, siempre será más correcto utilizar imágenes obtenidas en un TC diagnóstico. Sin embargo, este sistema, junto con el resto de soluciones propuestas en este capítulo hace posible la correcta planificación y simulación de tratamientos que de otra forma hubieran sido erróneos sin que se hubiera podido conocer la magnitud del error cometido.

La solución definitiva al problema derivado del limitado número de cortes de TC se obtendría cambiando el algoritmo de reconstrucción tomográfica 2D clásico por un algoritmo puramente 3D como es el denominado de haz cónico (*cone-beam*). Mediante este algoritmo se adquiere y reconstruye un volumen completo del paciente (limitado tan solo por el tamaño del detector) en un solo giro del brazo del simulador. Una vez adquirido el volumen, se pueden generar cortes tomográficos en cualquier dirección del espacio y con una separación entre ellos limitada tan sólo por la resolución espacial del sistema detector.

El algoritmo de haz cónico es una extensión tridimensional del algoritmo de haz divergente (*fan-beam*) utilizado para la reconstrucción de tomogramas en dos dimensiones [Smith-1990]. En la tomografía basada en haces divergentes, se genera un haz plano y divergente (en forma de abanico) colimando la salida del haz del tubo de rayos X con un colimador en forma de rendija, tal y como se expuso en el capítulo 3. El haz cónico se genera eliminando dicho colimador, de forma que los rayos X divergen desde la fuente formando un ángulo sólido cónico. Al igual que en el caso bidimensional, el haz que atraviesa el medio es detectado a la salida por un detector.

El simulador de radioterapia es un equipo perfecto para la implementación de este sistema de reconstrucción ya que genera un haz cónico y posee un detector extenso.

La tomografía 3D por haz cónico se comenzó a desarrollar a mediados de los años 80 [Feldkamp-1984; Smith-1990] en el ámbito teórico y experimental a través de simulaciones.



Su aplicación en Radioterapia es reciente y hasta el momento no existen equipos de desarrollo comercial. El mayor inconveniente práctico en la implementación de estos sistemas está derivado del uso del intensificador de imagen como detector [Cho-1995], ya que suele ser más estrecho que el paciente y además introduce deformaciones geométricas, esta vez en dos dimensiones, mucho más complicadas de eliminar que en el caso de un tomógrafo 2D. La nueva generación de detectores planos de silicio amorfo que está apareciendo en el mercado, de gran tamaño (41x41 cm<sup>2</sup>) y de excelente calidad [Granfors-2000] está permitiendo el desarrollo de nuevos sistemas de reconstrucción tomográfica 3D, aún en experimentación [Shirazi-1998; Jaffray-2000].

El siguiente impedimento técnico para su implementación clínica es su elevado coste computacional. Hasta estos últimos años, no se ha podido llevar a cabo una implementación clínica sin hardware especializado (como el utilizado en los SPECT o TC espirales). El creciente aumento de potencia de los ordenadores actuales crea una buena expectativa para su implementación clínica sobre simuladores de radioterapia estándar, de forma que ya existen equipos no comerciales basados en software funcionando clínicamente de forma experimental [Cho-1998].

Agostinelli y cols. [Agostinelli-2000] informan que una reconstrucción de 256x256x30 vóxeles (equivalente al volumen ocupado por un cráneo) a partir de 300 proyecciones tarda unos 75 segundos utilizando un procesador ATHLON a 600 MHz: un tiempo mucho menor del que se necesitaría para adquirir un volumen similar utilizando tomografía 2D.

## **CAPÍTULO 5.**

# **Diseño de un sistema de reconstrucción tomográfica para simuladores de Radioterapia.**

La experiencia adquirida con el uso clínico del sistema de reconstrucción acoplado al simulador de radioterapia y sus interesantes expectativas de futuro llevó finalmente a plantear el diseño y construcción de un nuevo sistema de reconstrucción modernizado, más rápido, adaptable a las nuevas tendencias de planificación y que pudiera recoger las sugerencias de mejora propuestas en esta investigación. Se planteó un sistema basado en un hardware estándar (basado en un PC compatible), fácilmente adaptable a la rápida evolución informática actual, sencillo de mantener y que pudiera evolucionar. De esta forma se evita la dependencia de un sistema de reconstrucción programado en Hardware, sin posibilidades de evolución, y se apuesta por un diseño capaz de evolucionar ágilmente para atender las necesidades futuras de la planificación en radioterapia [Díez-2000a].

## 5.1 La reconstrucción tomográfica.

El problema de la reconstrucción tomográfica consiste en reconstruir una imagen bidimensional  $f(x,y)$  a partir de un conjunto de proyecciones a través de la imagen en el intervalo  $[0,\pi]$ .

Una proyección  $p_\theta(t)$  es una función de una variable generada calculando integrales de línea de  $f(x,y)$ , a lo largo de líneas paralelas que atraviesan la imagen, denominadas rayos.

La geometría del problema se muestra en la figura 5.1.

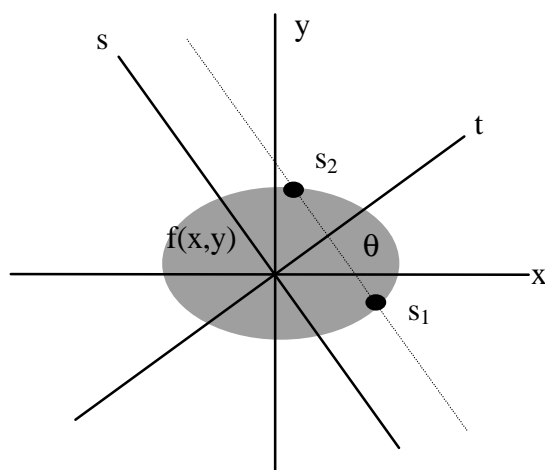


Figura 5.1. Geometría de las proyecciones.

Con esta geometría, la definición de proyección es por tanto:

$$p_q(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x(s,t), y(s,t)) ds = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t \cdot \cos q - s \cdot \text{sen } q, s \cdot \cos q + t \cdot \text{sen } q) ds \quad \text{Ec. 5.1}$$

y se asume que la imagen está contenida en un círculo unidad, de forma que  $f(x,y)=0$  para  $x^2+y^2>1$

La forma más intuitiva de realizar una reconstrucción tomográfica es, una vez obtenidas las proyecciones de un objeto, estas se vuelven a proyectar en el plano de reconstrucción (figura 5.2) y se superponen para formar una

aproximación del objeto (técnica de *Backprojection* o retroproyección). Cuando esta operación se completa para todas las proyecciones, se obtiene una aproximación del objeto original. Para un punto cualquiera de la imagen, la densidad reconstruida es la suma de todos los rayos que pasan por él, por lo que este algoritmo también se conoce como método de suma o método de superposición lineal. La ecuación que describe este proceso es:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p_{\theta}(x \cos \theta, y \sin \theta) d\theta \quad \text{Ec. 5.2}$$

en el que la suma se extiende a todos los ángulos del círculo de reconstrucción y  $p_{\theta}(x \cos \theta, y \sin \theta)$  es la proyección correspondiente al ángulo  $\theta$ .

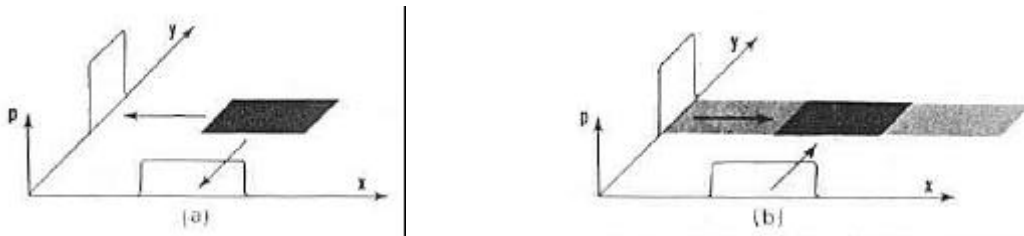


Figura 5.2. Las proyecciones obtenidas del objeto a) se vuelven a proyectar sobre el plano de reconstrucción b) de forma que la intensidad de señal correspondiente a cada rayo se aplica a todos los puntos que lo componen.

Este sistema es sencillo de implementar, pero tiene el inconveniente de generar patrones de ruido, conocidos como artefactos en estrella (figura 5.3), debido a su propia naturaleza:

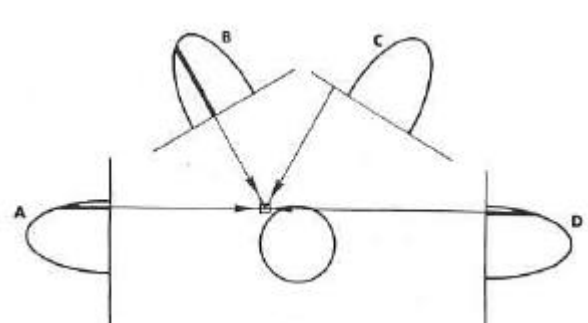


Figura 5.3. En la retroproyección de un objeto circular, los perfiles A, B y C contribuyen con valores positivos en un punto fuera del objeto original, produciendo el conocido artefacto en estrella.

El método más inmediato para solucionar este problema, manteniendo la sencillez de la aproximación, consiste en filtrar cada proyección previamente a

su retroproyección. Esta técnica se conoce como *filtered backprojection* o retroproyección filtrada

La técnica se esquematiza en la figura 5.4:

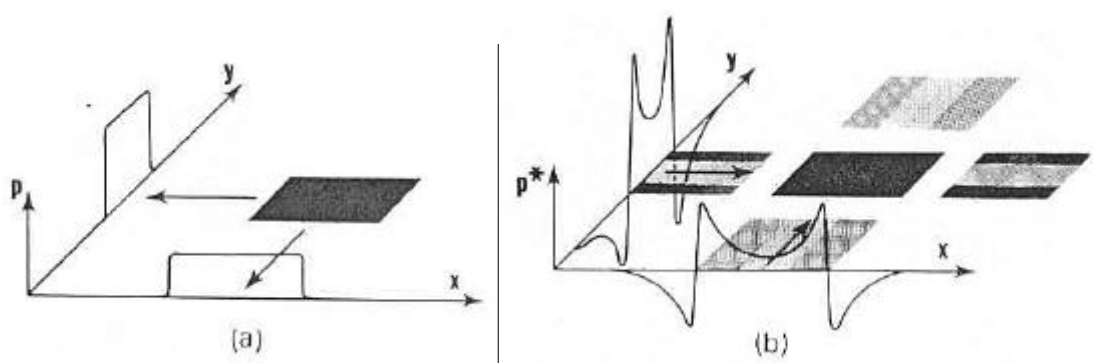


Figura 5.4. Retroproyección filtrada. Los perfiles obtenidos del objeto (a) se filtran para producir una proyección modificada  $p^*$  que al retroproyectarse reconstruyen el objeto sin artefactos.

El procedimiento final para reconstruir la imagen es a partir de ahora idéntico al de la retroproyección simple, pero con proyecciones modificadas

$p_{\theta}^*(x \cos \theta, y \sin \theta)$  :

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p_{\theta}^*(x \cos \theta, y \sin \theta) d\theta \quad \text{Ec. 5.3}$$

Este procedimiento no provoca el efecto estrella ya que, en una situación similar a la anterior (figura 5.5), aunque algunos puntos fuera del objeto original reciben contribuciones de algunas proyecciones (A, B y D en la figura), otras proyecciones contribuyen negativamente, produciendo un resultado idealmente nulo al final del proceso.

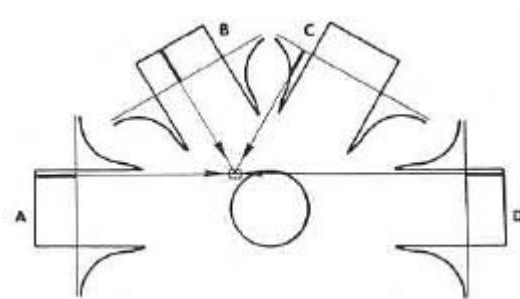


Figura 5.5. Resultado de una retroproyección filtrada. El balance de aportaciones positivas y negativas de las distintas proyecciones evita el artefacto en estrella.

En general, un algoritmo tomográfico produce una imagen reconstruida  $\hat{f}(x, y)$  a partir de una serie de proyecciones  $\{p_{q_j}(t_k)\}, j, k = 0, \dots, n-1$ .

A medida que la resolución  $n$  aumenta,  $\hat{f}(x, y)$  se aproxima a  $f(x, y)$ . Si se pueden obtener datos continuos, el algoritmo debería reconstruir  $f(x, y)$  de forma exacta. Cuando sólo se dispone de datos discretos, asumiremos que están repartidos regularmente en el círculo unidad:  $q_j = \frac{j\mathbf{p}}{n-1}; t_k = \frac{2k-(n-1)}{n-1}$ .

La mayoría de los algoritmos de reconstrucción tomográfica están basados en el hecho de que la transformada de Fourier  $P_q(\mathbf{w})$  de una proyección  $p_q(t)$  a través de una imagen  $f(x, y)$  es igual a la transformada bidimensional de la imagen  $F(u, v)$ , evaluada a lo largo de la línea polar  $(\mathbf{w} \cos \mathbf{q}, \mathbf{w} \sin \mathbf{q})$ . Esta propiedad se conoce como *Central Slice Theorem*.

Sea la transformada de Fourier de una función  $f(x, y)$ :

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{2\pi i(ux+vy)} dx dy \quad \text{Ec. 5.4}$$

y expresemos la transformada de Fourier de una proyección de la misma manera:

$$P_q(\mathbf{w}) = \int_{-\infty}^{+\infty} p_q(t) e^{2\pi i \mathbf{w} t} dt \quad \text{Ec. 5.5}$$

Utilizando la definición de proyección de la ecuación 5.1, obtenemos:

$$P_q(\mathbf{w}) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t \cos \mathbf{q} - s \sin \mathbf{q}, s \cos \mathbf{q} + t \sin \mathbf{q}) e^{2\pi i \mathbf{w} t} ds dt \quad \text{Ec. 5.6}$$

sustituyendo  $x = t \cos \mathbf{q} - s \sin \mathbf{q}$ ,  $y = t \sin \mathbf{q} + s \cos \mathbf{q}$  que tiene jacobiano unidad, obtenemos:

$$P_q(\mathbf{w}) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} f(x, y) e^{2\pi i \mathbf{w}(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q})} dx dy \quad \text{Ec. 5.7}$$

Comparando las ecuaciones 5.4 y 5.7, obtenemos el *central slice theorem*:

$$P_q(\mathbf{w}) = F(\mathbf{w} \cos \mathbf{q}, \mathbf{w} \sin \mathbf{q}) \quad \text{Ec. 5.8}$$

El teorema no suele utilizarse en esta forma en los algoritmos de reconstrucción. Los datos discretos  $F(u, v)$  sólo se pueden calcular en una rejilla polar y se requiere una interpolación bidimensional en una rejilla rectangular para calcular la transformada inversa de  $F(u, v)$ . Esta última interpolación puede evitarse utilizando el algoritmo de “retoproyección filtrada”.

La transformada inversa de  $F(u, v)$  es de la forma:

$$f(x, y) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} F(u, v) e^{-2\pi i (ux+vy)} du dv \quad \text{Ec. 5.9}$$

Pasando a coordenadas polares a través de la transformación  $u = \mathbf{w} \cos \mathbf{q}$ ;  $v = \mathbf{w} \sin \mathbf{q}$  que tiene jacobiano  $\mathbf{w}$ :

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{+\infty} \mathbf{w} F(\mathbf{w} \cos \mathbf{q}, \mathbf{w} \sin \mathbf{q}) e^{-2\pi i \mathbf{w}(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q})} d\mathbf{w} d\mathbf{q} \quad \text{Ec. 5.10}$$

en lugar de integrar sobre semirayos en un círculo completo, podemos obtener el mismo resultado integrando a lo largo de rayos completos en un semicírculo.

Modificando los límites de integración obtenemos:

$$f(x, y) = \int_0^p \int_{-\infty}^{+\infty} \|\mathbf{w}\| F(\mathbf{w} \cos \mathbf{q}, \mathbf{w} \sin \mathbf{q}) e^{-2\pi i \mathbf{w}(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q})} d\mathbf{w} d\mathbf{q} \quad \text{Ec. 5.11}$$

Ahora podemos utilizar el *central slice theorem* (ec. 5.8) para obtener el algoritmo de retroproyección filtrada:

$$f(x, y) = \int_0^p \int_{-\infty}^{+\infty} \|\mathbf{w}\| P_q(\mathbf{w}) e^{-2\pi i \mathbf{w}(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q})} d\mathbf{w} d\mathbf{q} \quad \text{Ec. 5.12}$$

La ecuación anterior es efectivamente una retroproyección filtrada ya que, haciendo  $t = x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q}$  y filtrando las proyecciones por medio de un filtro  $\|\mathbf{w}\|$  (filtro rampa):

$$p_q^w(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \|\mathbf{w}\| P_q(\mathbf{w}) e^{-2\pi i \mathbf{w}t} d\mathbf{w} \quad \text{Ec. 5.13}$$

podemos obtener la imagen retroproyectando las proyecciones:

$$f(x, y) = \int_0^p p_q^w(x \cos \mathbf{q}, y \sin \mathbf{q}) d\mathbf{q} \quad \text{Ec. 5.14}$$

Esta ecuación justifica que sólo se necesiten obtener proyecciones en  $180^\circ$  para completar una reconstrucción, como se comentó en el capítulo 3.

El filtrado (5.13) de las proyecciones suele realizarse mediante técnicas de filtrado de Fourier, mientras que la retroproyección suele realizarse por métodos numéricos. La evaluación del integrando de la ecuación (5.14) requiere interpolación unidimensional en la variable  $t$ .

Existen otros métodos de reconstrucción, aunque el más utilizado en los sistemas comerciales de reconstrucción es el de retroproyección filtrada. Los métodos más habituales se resumen a continuación:



- RETROPROYECCIÓN (*backprojection*)
- MÉTODOS ITERATIVOS
  - Reconstrucción iterativa simultánea (SIRT)
  - Reconstrucción algebraica (AR)
  - Técnica iterativa por mínimos cuadrados (ILST)
- MÉTODOS ANALÍTICOS
  - Retroproyección filtrada (*filtered backprojection*): convolución, método de Radon, Filtrado de Fourier
  - Reconstrucción de Fourier bidimensional

Una descripción intuitiva de estos métodos se puede encontrar en [Brooks-1975; Herman-1982] y más específica en [Rosenfeld-1982; Kak-1999]

Debido a su longitud, omitimos en este capítulo la derivación de las ecuaciones que posibilitan la reconstrucción tomográfica. En el apéndice II se incluye un desarrollo completo de la teoría de reconstrucción tomográfica que se ha utilizado en esta Tesis y que tiene en cuenta proyecciones divergentes.

## **5.2 Hardware y software de desarrollo.**

El material básico disponible para la realización del prototipo está basado en un PC convencional, junto con las tarjetas necesarias para la captura de video y la lectura de los potenciómetros de referencia, incluyendo la herramienta software de desarrollo.

## **HARDWARE:**

Las características del PC son:

- Pentium 166 MHz, con tecnología MMX.
- 128 MB RAM.
- HD 2 GB.
- S.O. Windows 95 OEMSR2.

Tarjeta de captura de video:

- Marca VELLEMAN, modelo K8100.
- Resolución: 512 x 512 píxeles
- Captura en 8 bits, 256 niveles de gris.
- Frecuencia de muestreo: 10 MHz.
- Señal de entrada: video compuesto PAL (15625 Hz frecuencia de línea)
- Controlable a bajo nivel en ensamblador.
- Dirección E/S seleccionable.
- Formato ISA 8 bits.

Tarjeta de adquisición A/D:

- 16 canales de entrada multiplexados.
- 14 bits de resolución.
- Tiempo de conversión: menor de 28  $\mu$ s por canal.
- Precisión: 1/2 LSB.
- Dirección E/S seleccionable.
- Conector sub-D 25 pins.
- Formato ISA 8 bits.
- Controlable por programa.

## **SOFTWARE:**

El entorno de programación en el que se ha realizado todo el software de reconstrucción **Borland Delphi 3.0 Profesional**, un compilador visual de 32 bits.

El tratamiento de señal ha llevado a cabo utilizado las librerías "**Signal Processing Libraries v. 4.0 beta**" de Intel™, que están optimizadas para la arquitectura de la familia de procesadores Pentium, Pentium MMX, Pentium Pro y Pentium II, y programadas casi íntegramente en ensamblador. Con esto se consigue una velocidad de proceso considerable, difícilmente superable.

La evaluación de los resultados se ha realizado con ATW (capítulo 2).

## 5.3 Arquitectura del sistema.

El proceso de reconstrucción de una imagen tomográfica se compone de las siguientes etapas genéricas (figura 5.6):

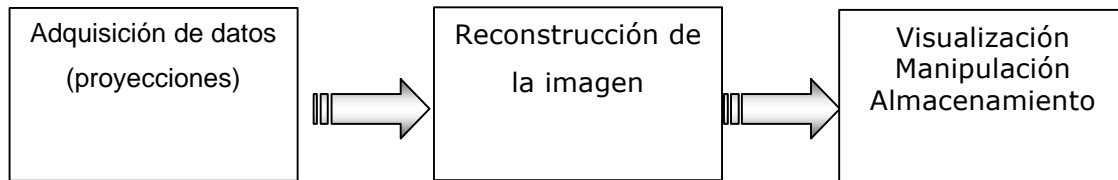


Figura 5.6. Etapas de reconstrucción.

Cada una de estas etapas se divide a su vez en otras más elementales que describimos en las siguientes secciones.

## 5.4 Adquisición de datos.

Para poder adquirir los datos, es necesario saber en que posición angular realizar las capturas de las imágenes procedentes de la cámara, en función del número de semiproyecciones. Debido a las limitaciones del tamaño del sistema detector, sólo pueden obtenerse semiproyecciones del paciente (ver §3.4) por lo que es necesario realizar un giro completo del *gantry* para obtener toda la información que se necesita según las ecuaciones 5.14 y II.11, por lo que se optó por tomar 360 semiproyecciones, una por grado. Así pues es necesario conocer la posición angular del *gantry* en todo momento. Dicha información se obtiene del potenciómetro de referencia del propio simulador. Gráficamente, el flujo de información básico se representa en la figura 5.7.

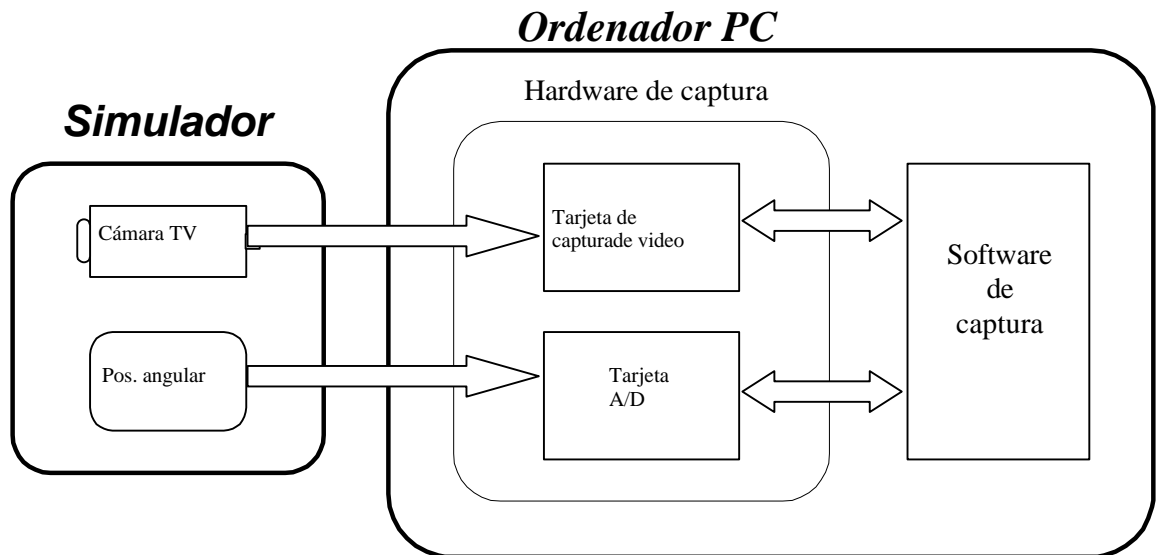


Figura 5.7. Flujo de información.

La captura de proyecciones se realiza de la siguiente manera:

- Lectura de los valores digitales para las posiciones  $+180^\circ$  y  $-180^\circ$ . De este modo se obtiene el valor en cuentas digitales para un grado, con una precisión de 14 bits.
- Cuando el *gantry* comienza a girar y pasa por una de las dos posiciones extremas (dependiendo de si el giro es a izquierdas o derechas), se comienza la captura de las imágenes suministradas por la cámara, mediante la tarjeta digitalizadora de video.
- De cada imagen, se almacenan en disco las 64 líneas centrales de TV digitalizadas a 512 píxeles, así como la posición angular en la cual se adquirió la semiproyección. Los datos se almacenan en una estructura del tipo:

```
TCaptura = record
    Angulo : Double;
    Imagen : Array[0..63,0..511] of Byte;
End;
```

Idealmente habría que utilizar el tipo `Word` (16 bits) para obtener mejores resultados. Utilizamos `Byte` (8 bits) puesto que es una limitación impuesta por el hardware de captura disponible.

El tamaño de las proyecciones obtenidas es enorme:

$(64 \text{ líneas} * 512 \text{ píxeles/línea} * 1 \text{ byte/píxel} + 8 \text{ bytes/pos angular}) * 360$   
imágenes = 11.799.360 bytes (11,2 MB)

En un sistema definitivo, almacenar en disco esta información no es viable ni técnicamente adecuado, máxime cuando a partir de ella se va a generar una imagen reconstruida de 256\*256 píxeles a 16 bits de tan sólo 128 KB. Sin embargo, a efectos de realizar pruebas, de evaluación y de visualización de todo el proceso de reconstrucción, se ha considerado interesante su almacenamiento en este formato. En una situación real y con el hardware adecuado, se puede llevar a cabo todo el procesado de una captura antes de adquirir la siguiente, es decir, trabajar en tiempo real, de manera que no es necesario generar ficheros tan grandes.

Observemos con una imagen de escopia del simulador en condiciones de captura de datos, para ver de qué zonas consta, para posteriormente centrar nuestra atención sobre una de estas semiproyecciones, y ver realmente de qué información disponemos en ella.

La figura 5.8 muestra una semiproyección sin objeto bajo test. Únicamente se ve más clara la zona central del intensificador, que ha sido irradiada con un disparo de muy poca potencia (40 kV - 4 mA). Se observa a ambos lados la máscara electrónica (en negro) que genera la propia cámara de TV, y cuya función es eliminar las zonas de pantalla en las que no hay imagen procedente del intensificador.



Figura 5.8. Zona de captura de datos

Así pues, de los 512 píxeles con los que se digitaliza una línea de TV, tenemos información útil en 409 píxeles. El haz de rayos X que generó esta imagen no estaba colimado, es decir los diafragmas del colimador estaban

completamente abiertos, por lo que no se observa el efecto de la deformación geométrica.

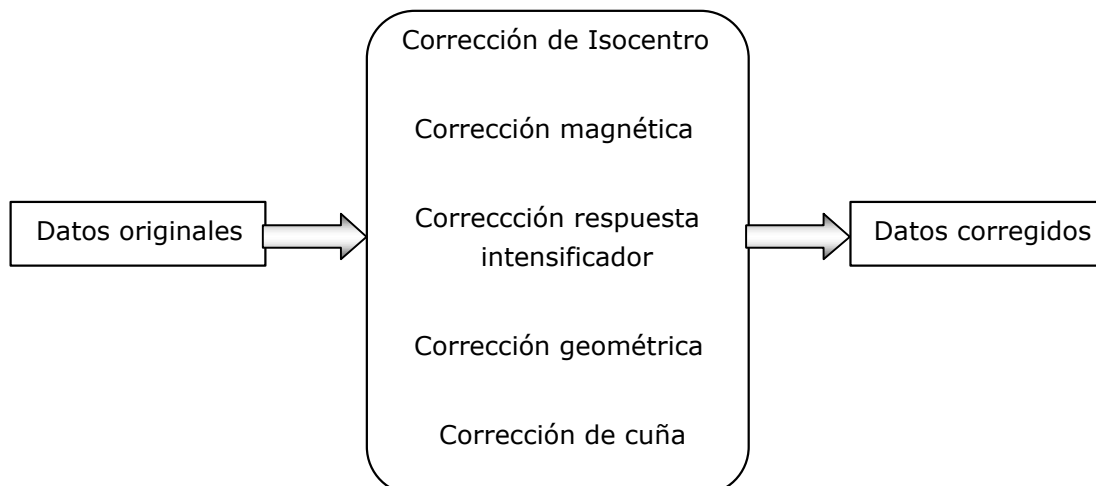
En la figura 5.9, que corresponde a una semiproyección real, si se observa el efecto del colimador (limitando el haz de rayos X a una estrecha zona central del intensificador), así como el efecto de la distorsión magnética. La imagen procede de una proyección a la altura de la mandíbula del maniquí RANDO [ICRU-1992]. Se observan claramente los dientes, y el efecto del filtro en cuña de aluminio, que limita el rango dinámico en la pantalla primaria del intensificador. Nótese que cuando el haz de rayos X ya no atraviesa el maniquí, comienza a hacerse muy brillante la imagen (el haz sólo es atenuado por el aire). Si no estuviera el filtro de aluminio con la forma adecuada, el resto de la imagen estaría saturada, invalidando dicha proyección para ser utilizada en una reconstrucción correcta.



Figura 5.9. Semiproyección de una parte del maniquí RANDO.

## 5.5 Reconstrucción de la imagen.

Una vez que se dispone de los datos originales a partir de los cuales realizar la reconstrucción, debemos aplicar a los mismos todas las correcciones necesarias descritas en §3.4. Esquemáticamente, el acondicionamiento previo de las proyecciones se puede representar de la siguiente forma.



Para llevar a cabo estas correcciones es necesario disponer de unos valores de referencia adecuados a cada uno de los casos. Gran parte de la fidelidad de la imagen reconstruida depende del éxito de estas correcciones. El resto es responsabilidad del algoritmo de reconstrucción.

### **5.5.1 Corrección de isocentro y geométrica:**

Este efecto ya ha sido explicado en §3.4. Su corrección se realiza obteniendo la imagen de una regla de plástico con marcas de plomo separadas 1 cm. La corrección de isocentro implica determinar el desplazamiento lateral exacto del intensificador para poder obtener una semiproyección corregida (§3.3.1) lo más grande posible y constante para todas las proyecciones.

Se ha comprobado experimentalmente que si se corrige la posición del isocentro en cada proyección, no es necesario aplicar un vector de corrección geométrica distinto en cada una de ellas, propiedad lógica por otra parte. Esto se puede comprobar en las siguientes imágenes, en las cuales vemos las 360 proyecciones de la regla, de arriba abajo, en dos situaciones: la primera, sin corrección alguna (figura 5.10); la segunda, habiendo corregido la posición del isocentro en todas ellas (figura 5.11). Se observa claramente que en el primer caso, las marcas no se encuentran alineadas verticalmente. Sin embargo, en la segunda imagen se ve como tras la corrección de la posición del isocentro, dichas marcas si están alineadas.

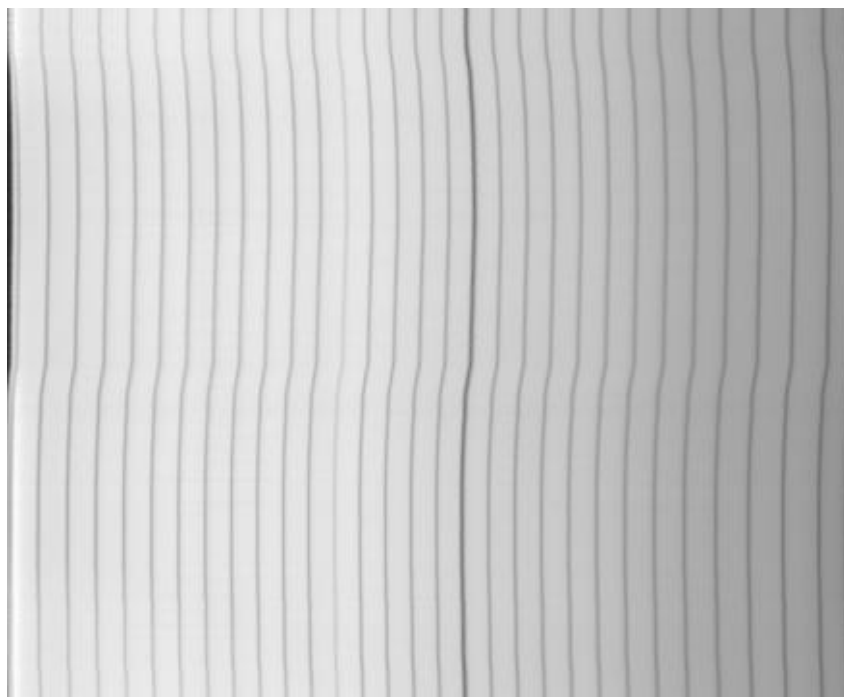


Figura 5.10. Isocentro sin corregir (360 proyecciones).

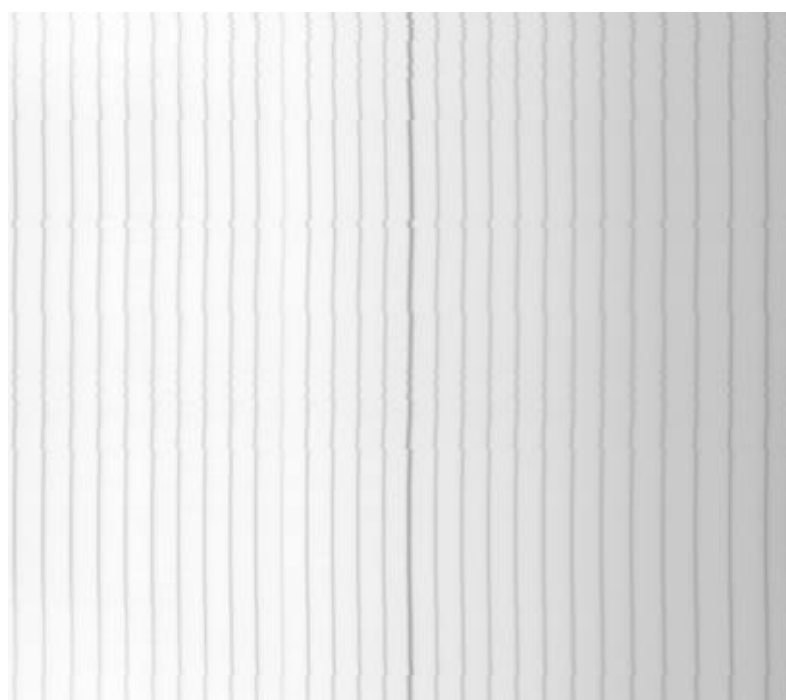


Figura 5.11. Isocentro corregido. (360 proyecciones).

Un fichero de corrección de isocentro contiene la posición absoluta del isocentro en número de píxeles para cada semiproyección. Esos valores son utilizados para el resto de correcciones.

El vector de corrección geométrica contiene la distancia en píxeles entre las distintas marcas de la regla (distantes un cm entre sí), así como el valor del



diámetro útil del intensificador, calculado a partir de la primera y última marca de la regla que son visibles en la imagen del intensificador.

El programa de corrección geométrica actúa de la misma manera que el descrito en §3.4.2. Se muestra un perfil de la imagen de la regla con las marcas de plomo (figura 5.12). La imagen de cada marca aparece en el perfil como un pico negativo. Se debe indicar manualmente la posición de cada uno de esos picos, y posteriormente el programa calcula la corrección necesaria para ecularizar espacialmente el perfil de forma que la distancia final entre dos picos sea constante.

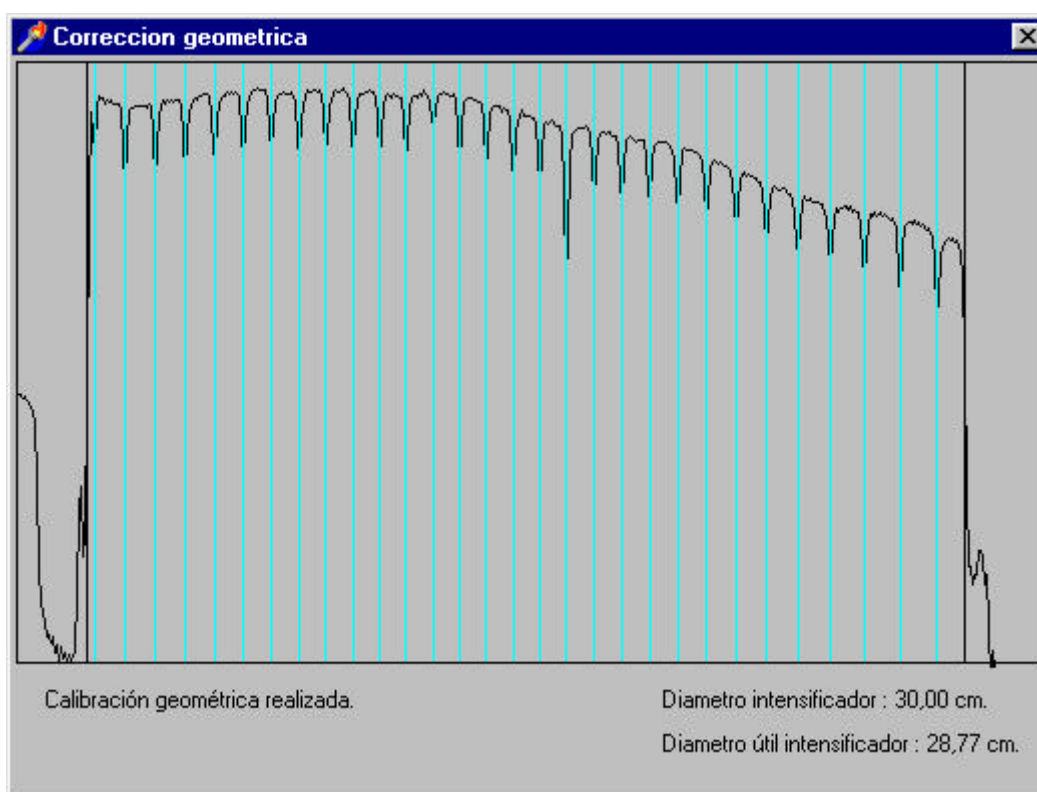


Figura 5.12. Calibrado geométrico del intensificador

### 5.5.2 Corrección de campo magnético, de respuesta del intensificador y del filtro en cuña.

- Para la corrección del efecto del campo magnético terrestre sobre el intensificador, se utiliza el fichero de proyecciones de la cruz de centro de campo, junto con el fichero de corrección de isocentro, generado anteriormente. En esta fase se crea un vector de corrección que contiene

las coordenadas de la deformación que sufre el hilo horizontal de la cruz para cada posición angular del *gantry*, o lo que es lo mismo, para cada semiproyección. En la figura 5.13 reproduce de nuevo una de estas proyecciones en la que se ve claramente la deformación en forma de S que sufre el hilo. En condiciones ideales se debería ver una cruz geoméricamente perfecta.

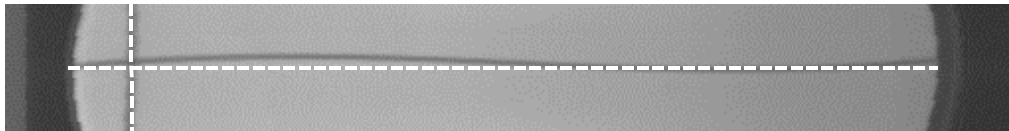


Figura 5.13. Deformación de la imagen

- Para la corrección de respuesta del intensificador se utiliza una adquisición completa sin objeto bajo test que atenúe el haz de rayos X. Posteriormente se realiza un promedio de la respuesta del intensificador en todas las proyecciones, para generar otro vector de ecualización que proporcione una respuesta plana. En la figura 5.14 vemos una de estas proyecciones sin corregir, junto como un perfil de intensidades extraído con ATW. La corrección aplica una función inversa a la variación que se muestra en este perfil.

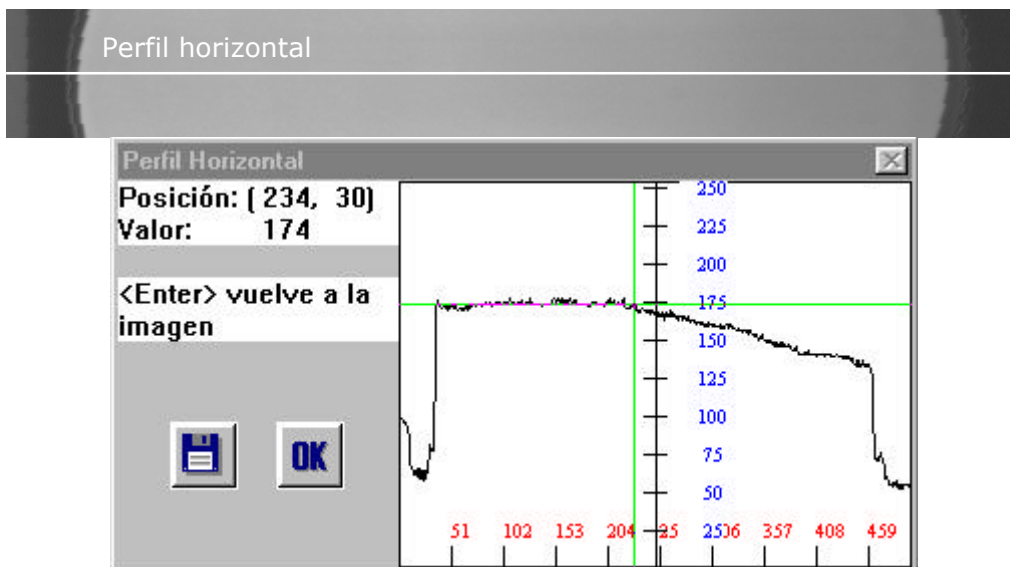


Figura 5.14. Heterogeneidad del intensificador.

- Sólo queda por describir la compensación del efecto del filtro en cuña. Como ya se ha comentado (§3.4), este filtro se utiliza para reducir el enorme rango dinámico de la intensidad de rayos X en la pantalla

primaria del intensificador de imagen, que de otro modo ocurriría inevitablemente debido a la forma del paciente. El filtro ideal sería aquel que consiguiera que las variaciones de intensidad medidas en el intensificador fueran debidas únicamente a diferencias en la densidad de los tejidos atravesados. Sin embargo, dado que las secciones del paciente son aproximadamente elípticas, este hecho no puede conseguirse para todas las orientaciones del *gantry*. Una solución de compromiso se consigue mediante el diseño de un filtro cuyo perfil compense la atenuación de un cilindro lleno de agua que ocupara todo el túnel de reconstrucción. De este modo se dispone de una atenuación suficiente para todo el haz de rayos X que incide sobre el detector.

Los datos necesarios para el cálculo de la forma del filtro son los siguientes:

- Coeficiente de atenuación lineal del material del filtro.
- La distancia desde el foco del tubo al soporte en el cual se va a colocar el filtro.
- La distancia fuente-intensificador (DFI + DII). En el caso de que se fuera a utilizar más de una distancia (más de un tamaño de túnel de reconstrucción), se especificará la mínima, que se correspondería con el mayor diámetro de túnel de reconstrucción.
- El ancho de corte máximo, para determinar el espesor transversal del filtro.

Una vez obtenidos todos los ficheros de corrección necesarios, vamos a ver el orden en el cual aplicar dichas correcciones, así como la forma de generar una semiproyección numérica a partir de las imágenes capturadas.

En cada fichero de capturas tenemos las 360 imágenes digitalizadas procedentes de la cámara de TV-escopía. Estas imágenes contienen toda la información de proyección necesaria, pero en un formato poco adecuado para su tratamiento digital posterior. De cada una de las proyecciones debemos obtener una única línea de datos que simule un conjunto de detectores discretos ficticio, es decir, debemos generar por programa los valores digitales

que nos suministrarían esos detectores discretos. Para conseguirlo, se utilizan las imágenes de 64\*512 píxeles obtenidas en cada posición angular, junto con la información de corrección de isocentro, corrección magnética y anchura de corte. De este modo se empieza a generar los valores a partir de la posición de isocentro, a lo largo de una curva que coincide con la deformación magnética para esa posición angular, sumando el valor de tantos píxeles por arriba y por abajo como semianchura de corte se haya seleccionado. Esto se observa mucho mejor gráficamente (figura 5.15):

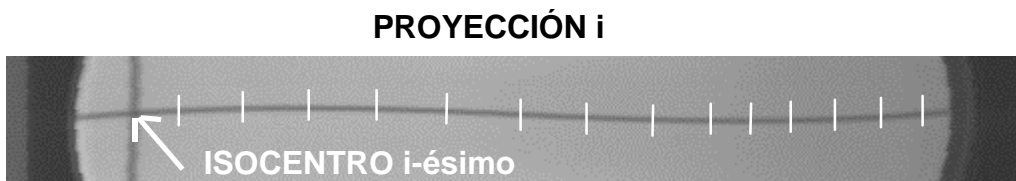


Figura 5.15. Corrección de las deformaciones del intensificador.

Las pequeñas marcas verticales pretenden ilustrar el proceso de suma de valores en función del ancho de corte. De este modo generamos una matriz de datos de determinado tamaño y que son los datos en bruto iniciales del proceso de reconstrucción.

Tras las correcciones efectuadas, la longitud final de la semiproyección corregida L resultó ser de 26.77 cm. Con este valor se puede calcular el diámetro de reconstrucción D que se obtendrá, a partir de la ecuación 3.4, resultando de D=37.55 cm, lo que a su vez nos permite calcular el tamaño de píxel de la reconstrucción que para imágenes resultantes de 256x256 es de 1.47 mm.

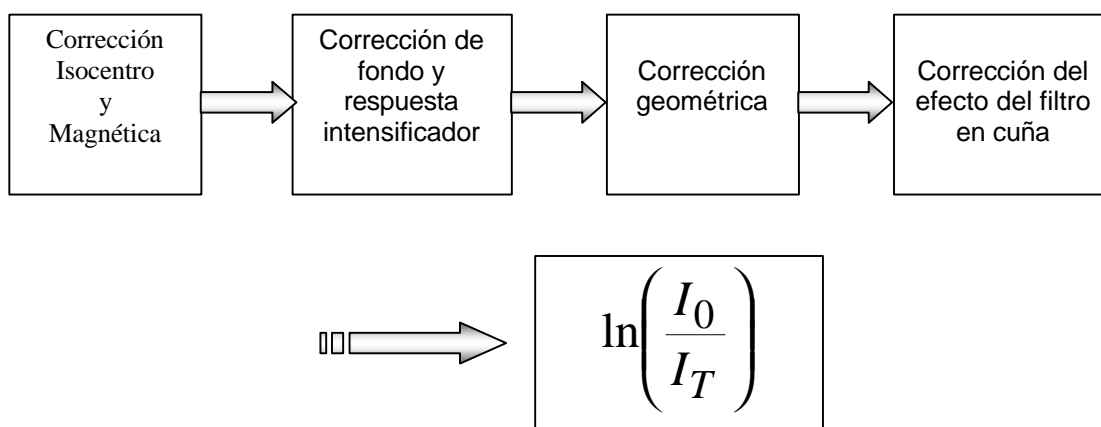
La calibración en números Hounsfield (en densidades relativas a la del agua) no es posible en este prototipo, ya que el generador no es adecuado para ello. Para conocer el coeficiente de atenuación lineal  $\mu$  de un material, a partir de la atenuación exponencial de la radiación en el medio

$$(I_T = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad ; \quad \mu = \frac{1}{x} \cdot \ln\left(\frac{I_0}{I_T}\right)), \text{ sería necesario monitorizar en todo}$$

momento la magnitud de la intensidad incidente  $I_0$ , lo que no ha sido posible por limitaciones de la instalación. Así pues, no se han tenido en cuenta factores

multiplicativos a la hora de realizar los cálculos, que sí que deberían considerarse si pretendiéramos obtener una imagen en densidades reales de tejido. Este hecho no le resta utilidad a las imágenes obtenidas, puesto que los planificadores son capaces de trabajar con densidades medias de tejido, permitiendo realizar cálculos de precisión aceptable.

La secuencia de correcciones se realiza de la siguiente manera:



Ya tenemos pues las semiproyecciones preparadas para ser utilizadas en el algoritmo de reconstrucción. Como ya se ha visto en la sección 5.1 y apéndice II, una vez que ya se dispone de las proyecciones, sólo queda filtrarlas mediante una función  $h(t)$  y efectuar la *backprojection* a lo largo de las semiproyecciones en abanico, teniendo en cuenta la especial geometría presente en el simulador de radioterapia. Los detalles técnicos de la implementación del algoritmo de *backprojection* se pueden encontrar en [Sanmartin-1998].

El programa de reconstrucción se encuentra en versión ejecutable en el CD-ROM adjunto al Libro 2 de esta Tesis, junto con una serie de ficheros proyecciones para su evaluación.

## **5.6 Efectos de las distintas correcciones.**

Evaluaremos las distintas correcciones realizadas sobre los datos en bruto, para ver su reflejo en la imagen final obtenida, y constatar que se consiguen mejoras evidentes. Los efectos que se evaluarán son:

- Efecto de la corrección de isocentro.
- Efecto de la corrección geométrica.
- Efecto de la corrección de respuesta no uniforme del intensificador y efecto de corrección de la cuña.
- Efecto de la corrección magnética.
- Efecto de la anchura de corte (número de líneas digitalizadas de TV sumadas para formar la proyección).
- Efecto del número de coeficientes del filtro de convolución.

### **5.6.1 Efecto de la corrección de isocentro.**

La correcta detección del isocentro en cada semiproyección tiene gran influencia en la visualización de estructuras, produciendo artefactos en la imagen si no está correctamente corregido. Estos artefactos pueden resumirse como un falso encaje de las distintas estructuras, sobre todo las de simetría circular. Para ilustrar este efecto, se generó un par de imágenes de la sección de bajo contraste del maniquí AAPM con el isocentro corregido (figura 5.16) y sin corregir (figura 5.17).

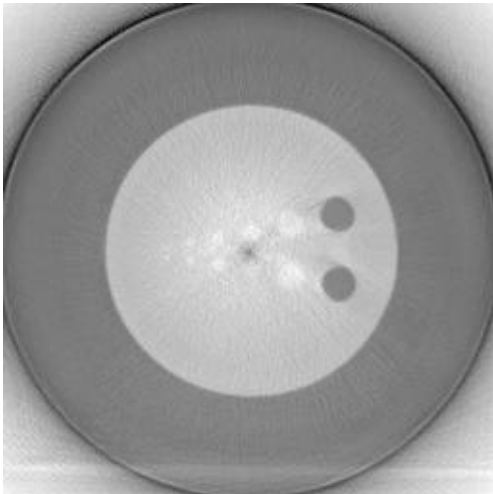


Figura 5.16. Isocentro corregido.

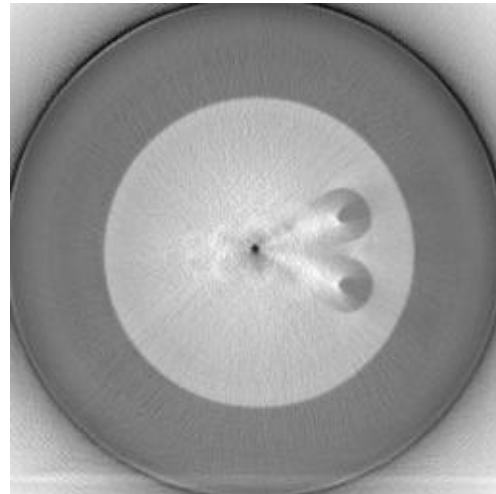


Figura 5.17. Isocentro sin corregir.

De ambas de imágenes se ha realizado la resta (figura 5.18), donde se observa claramente la diferencia. Nótese como los objetos circulares quedan deformados si no se corrige la posición del isocentro.

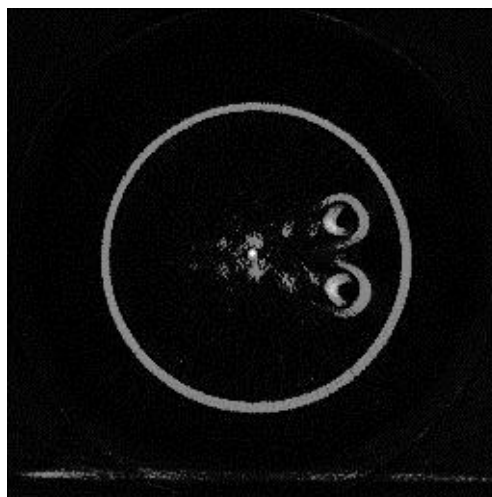


Figura 5.18. Efecto de la corrección de isocentro.

### 5.6.2 Efecto de la corrección geométrica.

La distorsión geométrica causada por la curvatura de la pantalla primaria del intensificador provoca también artefactos en la imagen reconstruida, tanto más pronunciados cuanto más hacia la periferia se encuentren las estructuras del objeto dentro del túnel de reconstrucción. Además esta distorsión provoca que el tamaño de píxel no corresponda con el calculado, introduciendo errores de medida importantes. Para ilustrarlo, vamos a ver nuevas imágenes de la

sección de bajo contraste del maniquí AAPM (figuras 5.19 y 5.20), sobre las que se realizarán medidas con ATW. La secuencia de imágenes es similar a la anterior, incluyendo la diferencia entre ambas (figura 5.21). Este efecto es similar al que ocurre si no se corrige la posición del isocentro, observándose además una variación en la escala del objeto reconstruido.

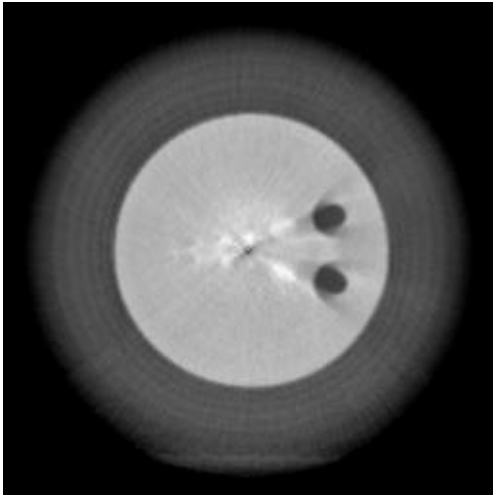


Figura 5.19. Sin corrección geométrica.

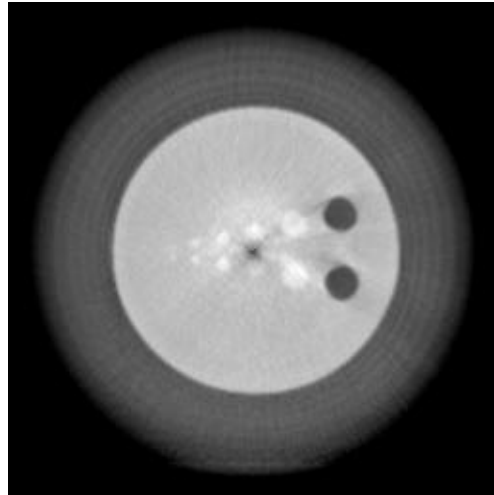


Figura 5.20. Con corrección geométrica.

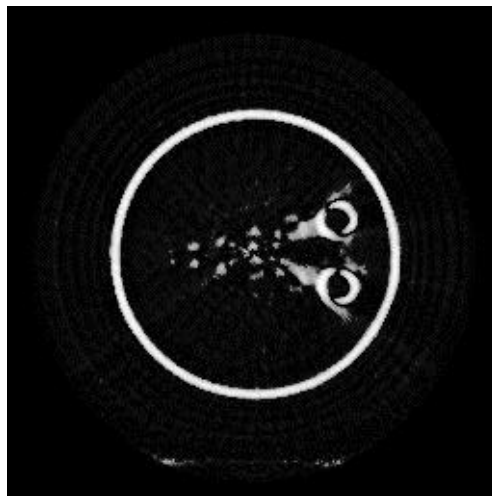


Figura 5.21. Efecto de la corrección geométrica

Para comprobar si nuestro sistema es capaz de reproducir fielmente las magnitudes de los objetos bajo estudio, realizaremos medidas del diámetro del maniquí.

El diámetro real del maniquí es de 8.5 pulgadas (21.6 cm), que coincide con el medido (figura 5.22). En estructuras de menor tamaño se producirá un error mayor al estar la medida limitada por el tamaño del píxel, siendo éste de 1.47 mm.



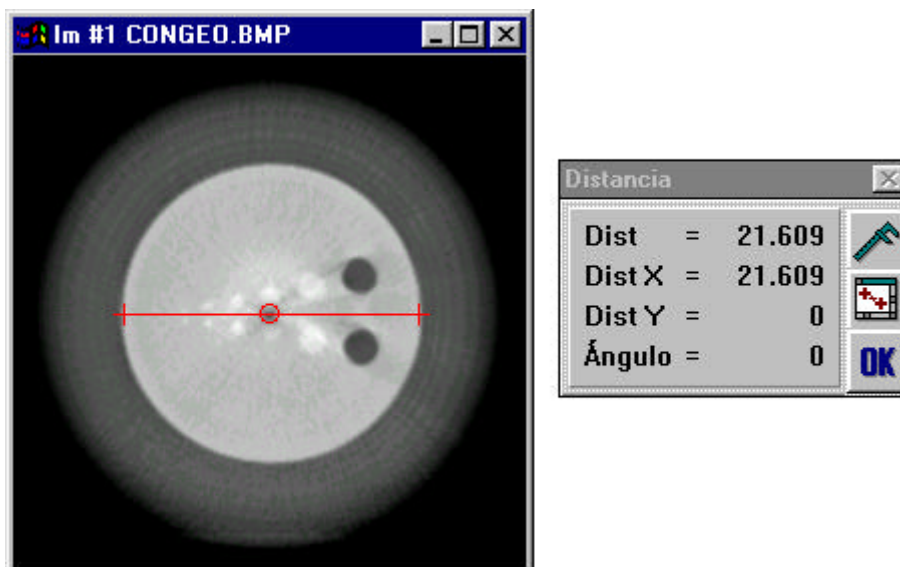


Figura 5.22. Verificación de la corrección. Medida del tamaño del maniquí.

### 5.6.3 Efecto de la corrección de respuesta no uniforme del intensificador y de la corrección de cuña.

Mediante esta corrección se pretende eliminar de los datos el efecto de la cuña que limita el rango dinámico de la intensidad de rayos X recibida en el intensificador, así como la variación de sensibilidad que presenta el intensificador a lo largo de su diámetro. Sabemos la forma de la cuña, puesto que hemos realizado su cálculo analítico, así que lo único que hay que hacer es aplicar la función de ecualización inversa que restaure los valores originales. Puesto que el cálculo se realizó con la asunción de detector ideal, esta corrección ha de aplicarse sobre los datos corregidos. No ocurre lo mismo con la corrección de respuesta no uniforme, dado que la función de ecualización obtenida experimentalmente no está corregida geoméricamente.

En las siguientes figuras se observa el efecto de ambas correcciones. En la figura 5.23 se puede apreciar la imagen resultante de la reconstrucción sin dichas ecualizaciones junto con un perfil vertical que representa los valores de atenuación del aire (no atraviesa el maniquí).

La interpretación de la forma de dicho perfil es sencilla: puesto que el filtro atenúa la señal desde el centro de la imagen hacia la periferia, se observa que en el aire la señal no se atenúa por igual, siendo esta atenuación mayor en los extremos que en el centro. En el caso de la figura 5.24, tras compensar

ambos efectos, el perfil vertical aparece plano dentro del túnel de reconstrucción (el aire presenta la misma atenuación en todo punto) lo que nos da a entender que las correcciones son las adecuadas.

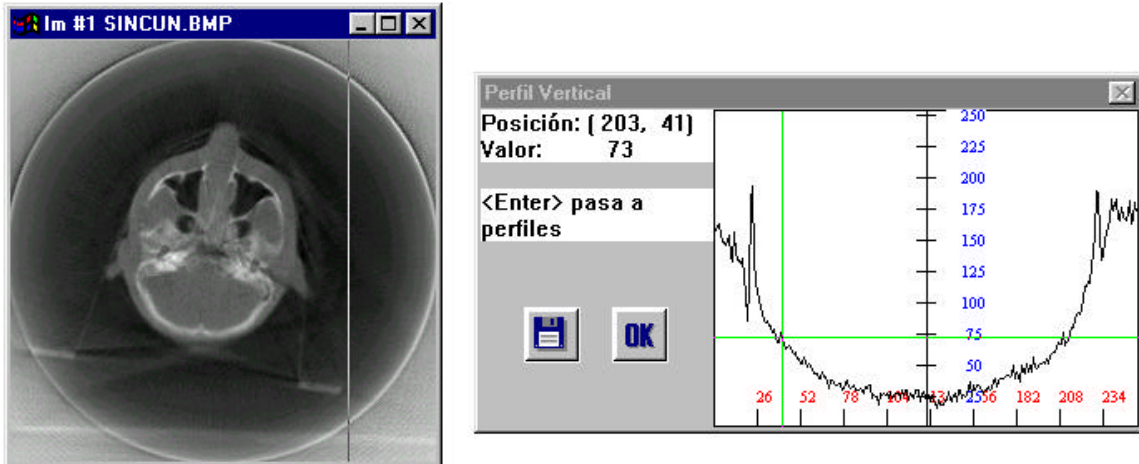


Figura 5.23. Reconstrucción sin corrección de heterogeneidad y cuña.

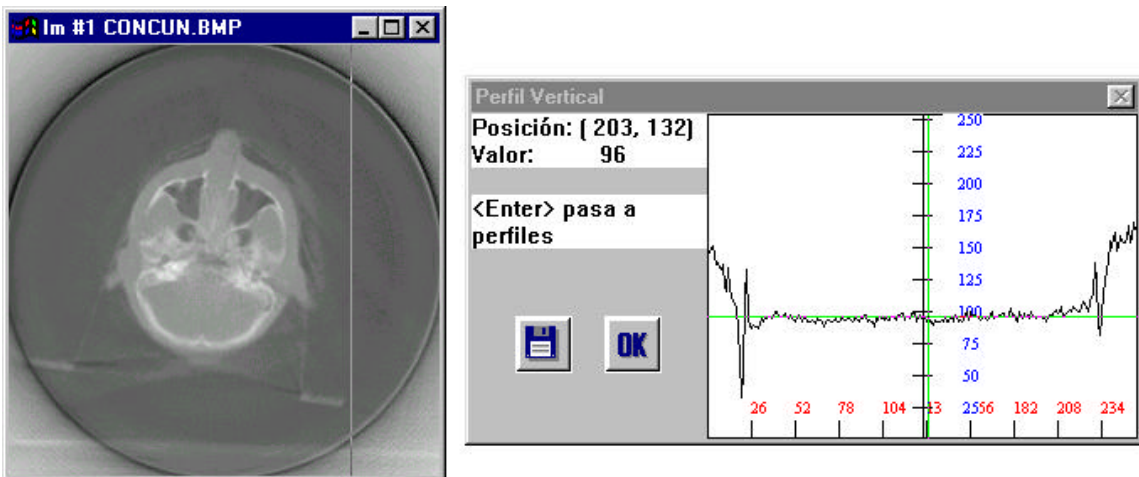
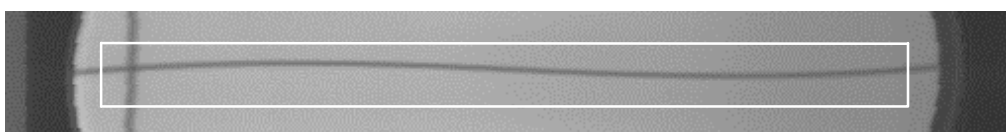


Figura 5.24. Reconstrucción con corrección de heterogeneidad y cuña.

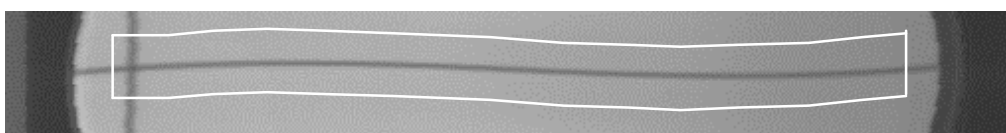
#### 5.6.4 Efecto de la corrección del campo magnético.

Recordemos que esta distorsión se produce debido al campo magnético terrestre, que actúa sobre el haz de electrones del intensificador, provocando una deformación en forma de S sobre la imagen de escopia (Cfr. §3.4). Esta señal es digitalizada con dicha deformación, y por lo tanto es necesario eliminarla para no falsear la forma y posición de estructuras del objeto bajo test.

Si no se corrigiese este efecto, se estaría utilizando una región de interés (ROI) de captura que sería cuadrada (figura 5.25a), con lo que no se tendría una contribución simétrica de los datos que se suman para formar la proyección. En la corrección de campo magnético aplicada se fuerza que la ROI de captura no sea cuadrada, sino que mantenga la forma de S aproximada que presenta la imagen procedente del intensificador y la cámara (figura 5.25b). Así, para cada posición angular del *gantry*, se utiliza una ventana de captura óptima.



**a) ROI de captura cuadrada**



**b) ROI de captura no cuadrada**

Figura 5.25. Corrección de la deformación por campo magnético.

Este efecto es independiente de la anchura de corte elegida. Para evaluar la importancia de esta corrección se han realizado dos reconstrucciones sobre los datos de captura del maniquí RANDO a la altura de la mandíbula, con una anchura de corte de 4 líneas de TV. Ambas imágenes se corresponden con las figuras 5.26 y 5.27, siendo la figura 5.28 la diferencia entre las dos. Se puede observar una distorsión geométrica global de la imagen si no se corrige este efecto.

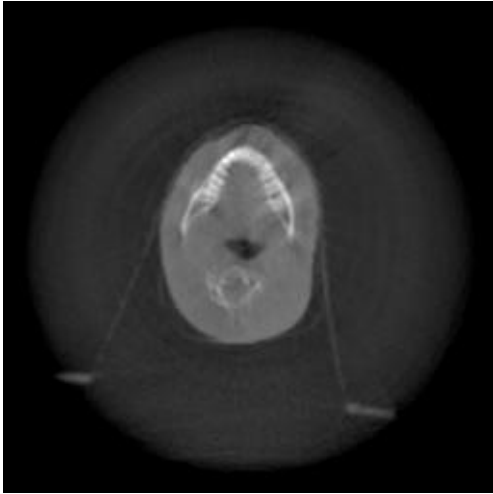


Figura 5.26. Sin corrección magnética.

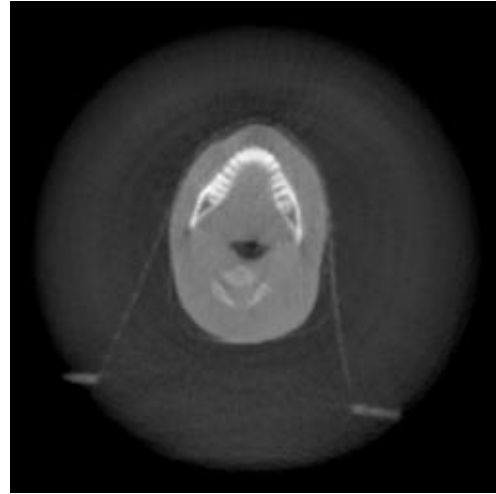


Figura 5.27. Con corrección magnética.

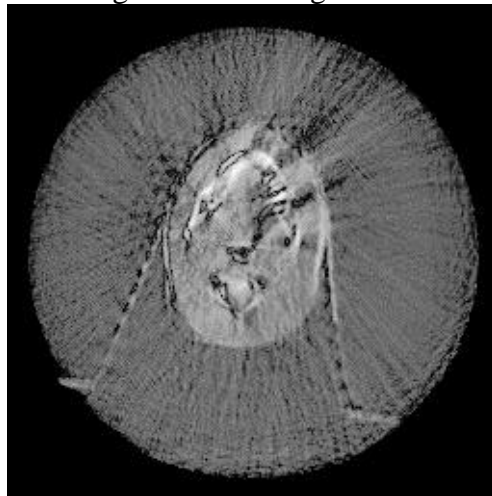


Figura 5.28. Efecto de la corrección de campo magnético.

### 5.6.5 Efecto del número de coeficientes del filtro de reconstrucción.

Por último vamos a comprobar el efecto del número de coeficientes del filtro de convolución que se utiliza en el algoritmo *filtered backprojection*. La misión de este filtro es la de eliminar el efecto de estrella que se produce en la *backprojection* de datos en bruto (sin filtrado previo mediante  $h(t)$ ). Cuanto mayor sea el número de coeficientes del filtro, más se atenuará este efecto de borrosidad en la imagen. El número de coeficientes escogido es de 127, valor a partir del cual no se consigue mejora adicional. A pesar de ser un número elevado de coeficientes, el tiempo que se invierte en la convolución del filtro con los datos, es menor del 5% del tiempo total de la reconstrucción. Esto se

debe al uso de las librerías de proceso de señal de Intel® para llevar a cabo estos cálculos.

En la figura 5.29 se puede ver el efecto de los distintos tamaños de filtro.

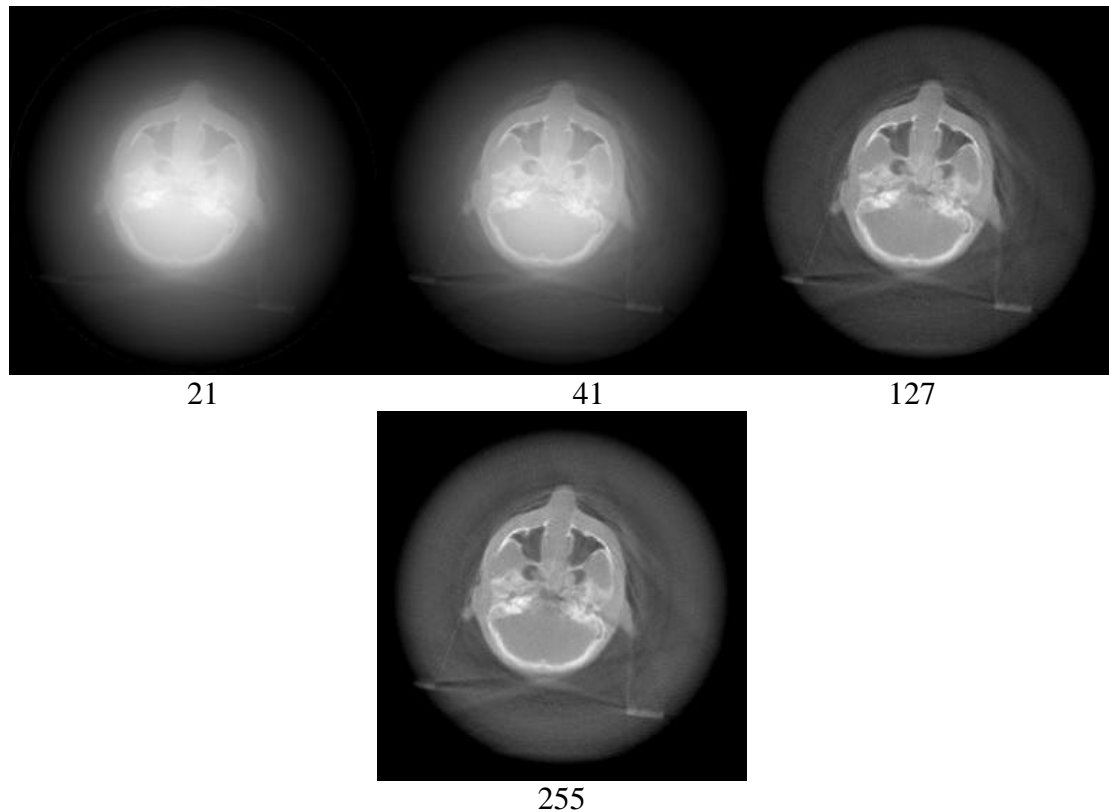


Figura 5.29. Efecto del número de coeficientes del filtrado de las proyecciones.

## 5.7 Calidad de imagen y prestaciones.

El test definitivo de un sistema de tomografía axial es la calidad de la imagen obtenida. Estudiaremos dos factores que determinan la calidad:

- Resolución espacial (objeto de menor tamaño que el sistema puede reconstruir y por tanto visualizar). Se mide en pares de líneas por centímetro: pl/cm)
- Resolución en contraste (menor diferencia en la absorción de rayos X que puede captar el sistema, medido como porcentaje de valores entre el agua y aire).

La resolución espacial se ve afectada por la combinación de una serie de factores:

- El tamaño del foco del tubo de rayos X: cuanto menor sea el foco, mayor será la resolución espacial.
- La frecuencia de muestreo espacial. Una mayor frecuencia de muestreo implica un aumento de la resolución espacial.
- El filtro de convolución.
- El tamaño de píxel de la imagen. A cada píxel de la imagen le corresponde un único nivel de gris, por lo tanto, el objeto más pequeño observable en la imagen no puede ser menor que su tamaño. En nuestro caso 1.47 mm.

Su efecto puede considerarse como la puesta en cascada de varios filtros de pasa baja, cada uno con una frecuencia espacial de corte distinta. La respuesta total del sistema corresponderá, evidentemente, a la menor de todas estas frecuencias de corte (medidas todas ellas en p/cm).

La resolución en contraste (capacidad del sistema de visualizar pequeñas diferencias en densidades de tejidos) depende de:

- Número de bits de la digitalización: en nuestro caso al usar una tarjeta de captura de tan sólo 8 bits para digitalizar las proyecciones, los resultados de resolución en contraste están muy limitados por el ruido presente en los datos antes de ser digitalizados. Tanto el intensificador como la cámara introducen ruido, reduciendo el número de bits efectivo de la digitalización. En imagen médica, el número mínimo de bits de digitalización para conseguir resultados satisfactorios debe ser de al menos 12, e idealmente 16 [Webb-1988].
- Relación señal a ruido: Además del intensificador y la cámara de TV, hay que contar con el ruido que introducen tanto el generador de rayos X, como el propio tubo, lo que produce variaciones de intensidad del haz, provocando perturbaciones que son registradas por el detector.

- Filtro de reconstrucción. Un “enventanado” previo de los datos con un filtro de pasa baja adecuado (Hamming<sup>1</sup> por ejemplo), reduce la resolución espacial, pero aumenta la resolución en contraste.

La única posibilidad disponible para variar la resolución es aplicar un filtrado de la señal que constituye las proyecciones adquiridas previo a la retroproyección. El resto de posibilidades son dependientes del hardware utilizado y por tanto no evaluables en el prototipo.

### 5.7.1 Resolución espacial.

Para evaluar la resolución espacial del sistema, se calcula la Función de Transferencia de la Modulación (MTF), utilizando el método propuesto en [Nickoloff-1985], que ya ha sido expuesto en el capítulo 3 (§ 3.3.5). Para ello, se adquieren imágenes de la sección de resolución del maniquí AAPM.

Se recorta una ROI de 32x32 píxeles centrada en la imagen reconstruida del hilo de 0.014 cm de diámetro. Se remuestrea con interpolación bilineal a 245x245 píxeles para trabajar con mayor "resolución". Se traza un perfil que pase por el valor máximo, a partir del cual se determina la altura mitad, y la anchura a esa altura (anchura a altura mitad, AAM). Sin embargo, en la determinación de la altura mitad del pico y dado que la imagen tiene ruido de fondo, es necesario eliminar ese valor de base. Para ello se toma otra ROI de 32x32 que se va desplazando por la parte ruidosa de la imagen, determinándose de esa manera el valor medio del fondo.

Se han realizado los cálculos para dos situaciones concretas:

A) Imagen obtenida únicamente con el filtro de reconstrucción.

---

<sup>1</sup> La ventana de Hamming selecciona una banda de frecuencias de una señal, actuando como un filtro de pasa baja. La expresión de este filtro es  $w(i) = 0.54 - 0.46 \cos(2\pi i / M); i = 0..M$  [Smith-1999].

B) Imagen reconstruida a partir de proyecciones filtradas además con una ventana de tipo Hamming.

Veamos los resultados para cada uno de los dos casos.

### 5.7.1.1 MTF sin ventana Hamming.

En este caso el valor máximo de pico es 2780. Los valores de fondo promedio de cuatro ROI de la imagen son: 2011, 1951, 1922, 2000, cuya media es 1972. Por tanto la altura del pico es  $H=2780-1972=808$ , siendo la mitad 404. En el perfil buscamos la posición de los píxeles cuyo valor sea  $2780-404=2376$ . Estos píxeles están en las posiciones 119.5 y 137, lo que nos da un AAM (anchura a altura mitad) de 17.5 píxeles remuestreados.

El tamaño del píxel lo obtenemos del maniquí AAPM. 21.5 cm equivalen a 143.5 píxeles (1 píxel = 0.1498 cm). Por tanto la ROI de 32x32 mide 4.794 cm. Como hemos remuestreado a 256x256, el tamaño de píxel remuestreado es de 0.0187 cm. Así pues el valor real de AAM de 17.5 píxeles o lo que es lo mismo, 0.3273 cm. Sustituyendo este valor en la ecuación 3.8 obtenemos la MTF. Tomando como valor de corte aquel para el cual la amplitud es 0.01% [Nickoloff-1985], obtenemos una frecuencia de corte de 3.5 pl/cm. En la figura 5.30 vemos la imagen remuestreada y el perfil que se ha utilizado para los cálculos.

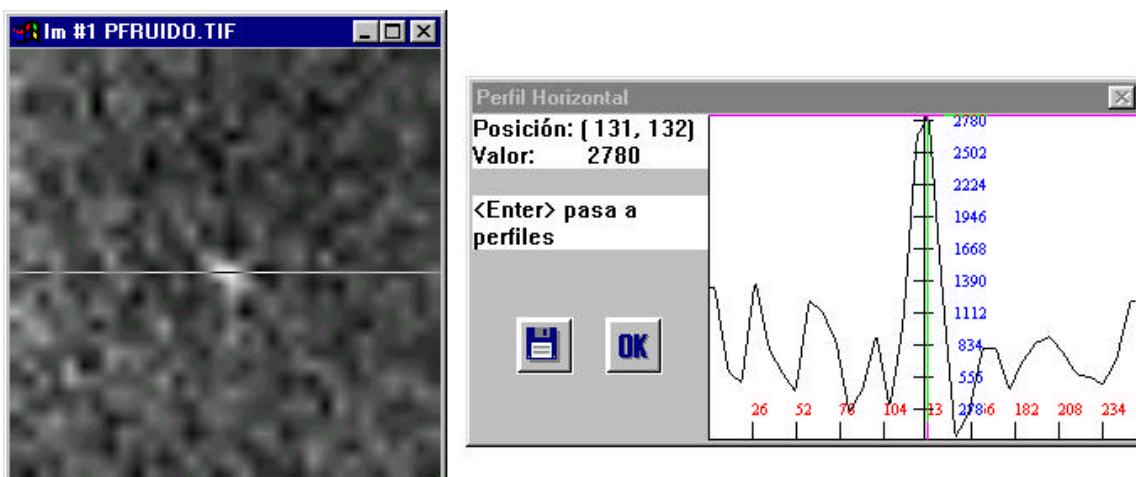


Figura 5.30. Análisis de la PSF obtenida sin ventana de Hamming.





TC diagnóstico. Esta resolución es suficiente para aplicaciones de Radioterapia como se ha demostrado en el capítulo 3.

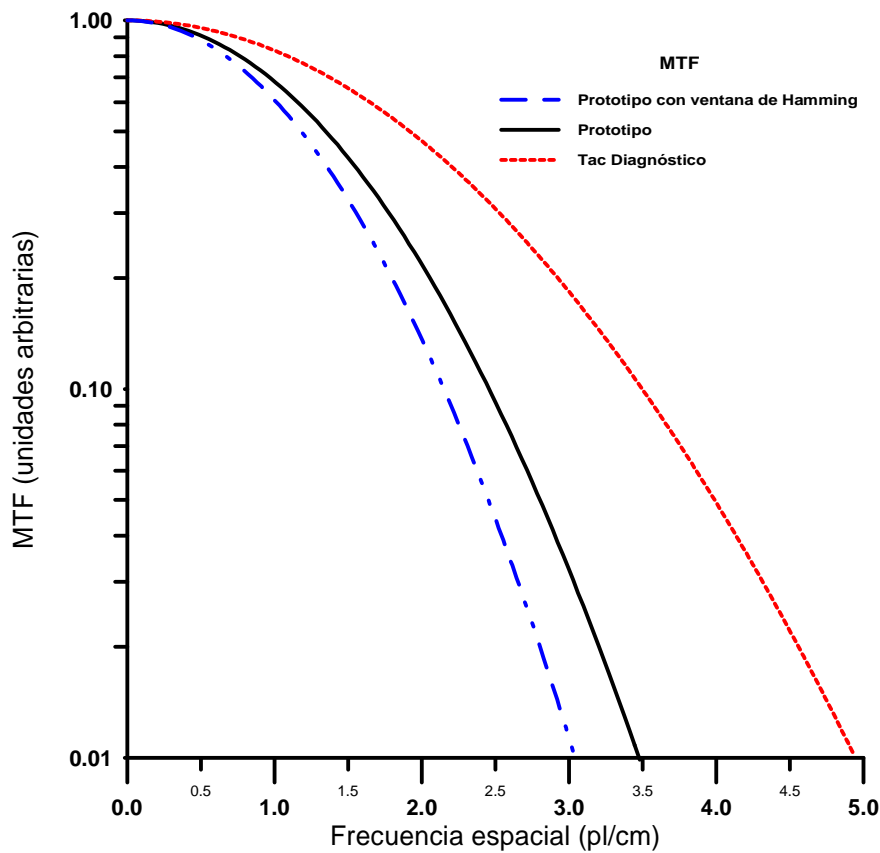


Figura 5.32. Resolución espacial del prototipo y de un TC diagnóstico.

### 5.7.2 Resolución en contraste.

La resolución en contraste se evalúa adquiriendo imágenes de la sección de contraste del maniquí AAPM (compuesto por 5 cilindros de distintos materiales plásticos de densidad similar al agua). Para cada cilindro se mide el valor digital medio junto con su desviación estándar. En la figura 5.33 se muestra la escala de contraste obtenida con el prototipo, normalizada al valor del agua, junto con la obtenida con un TC diagnóstico (PHILIPS TOMOSCAN) sometido a la misma normalización, que se considera como escala de referencia.

La representación gráfica muestra que para densidades crecientes del material se obtienen también contrastes crecientes. En el prototipo, el ruido presente en la imagen, claramente superior al de un TC diagnóstico, es

suficiente como para provocar confusión entre algunos materiales. Este bajo contraste impide distinguir claramente entre tejidos blandos con densidad muy similar, aunque las estructuras de densidad muy distinta (hueso, grasa, agua) son fácilmente distinguibles, como se comprobará en la siguiente sección.

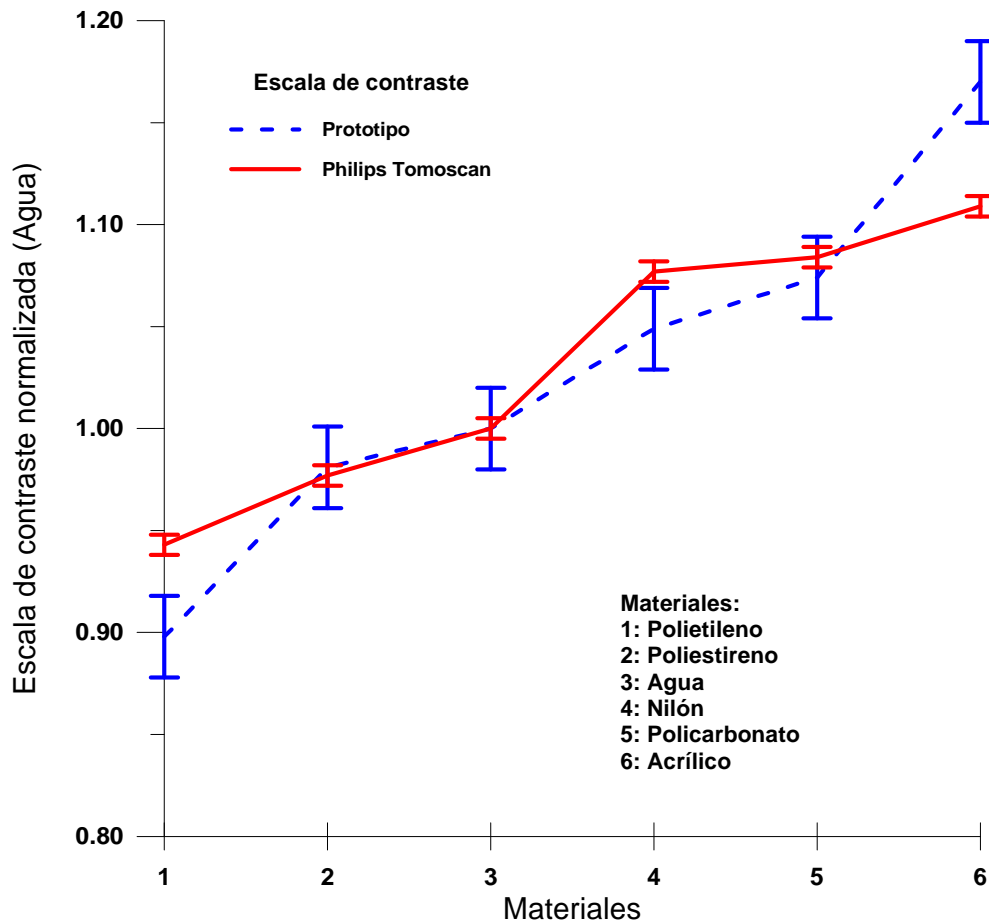


Figura 5.33. Escala de contraste del prototipo y de un TC diagnóstico.

## 5.8 Aplicación Clínica.

Las imágenes de diversas zonas anatómicas obtenidas con el prototipo muestran que su calidad final es correcta para su uso en Radioterapia. Puede observarse a partir de la siguiente colección de imágenes.

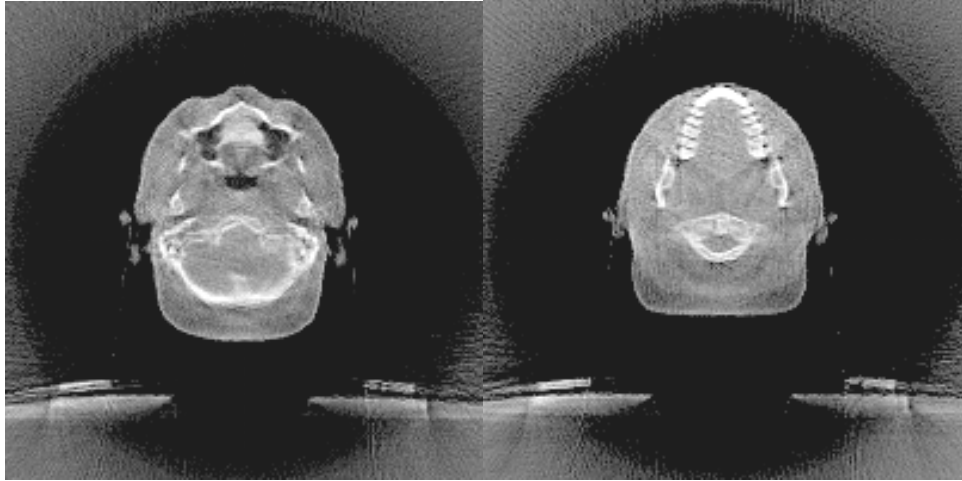


Figura 5.34. Imágenes de cabeza. a) La resolución en densidad es suficiente para poder delimitar correctamente zonas aéreas y delimitar el sistema nervioso central. b) La resolución espacial es suficiente para poder distinguir las distintas piezas dentales.

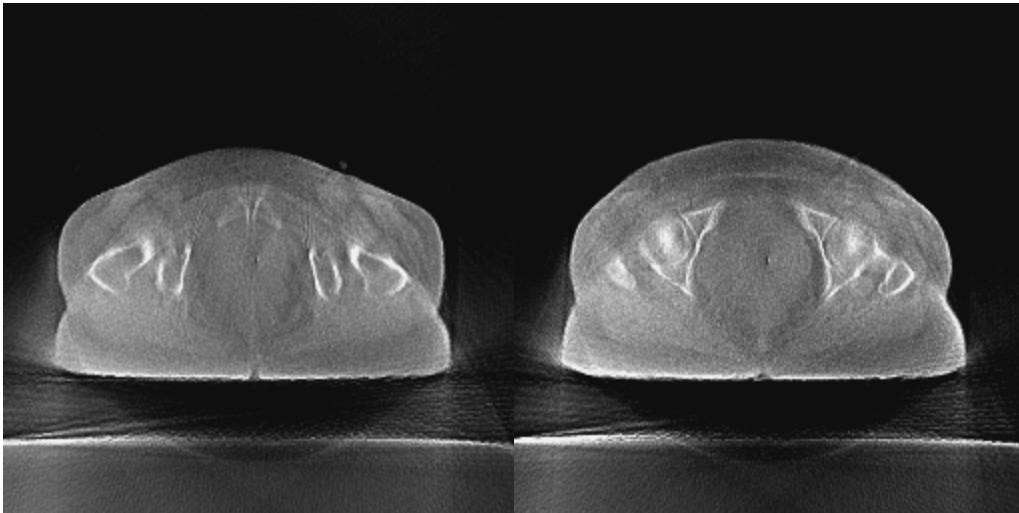


Figura 5.35. Imágenes abdominales. Aunque presentan una resolución en contraste muy inferior a las imágenes diagnósticas, se pueden definir correctamente las estructuras óseas de referencia e incluso paquetes musculares y estructuras internas.

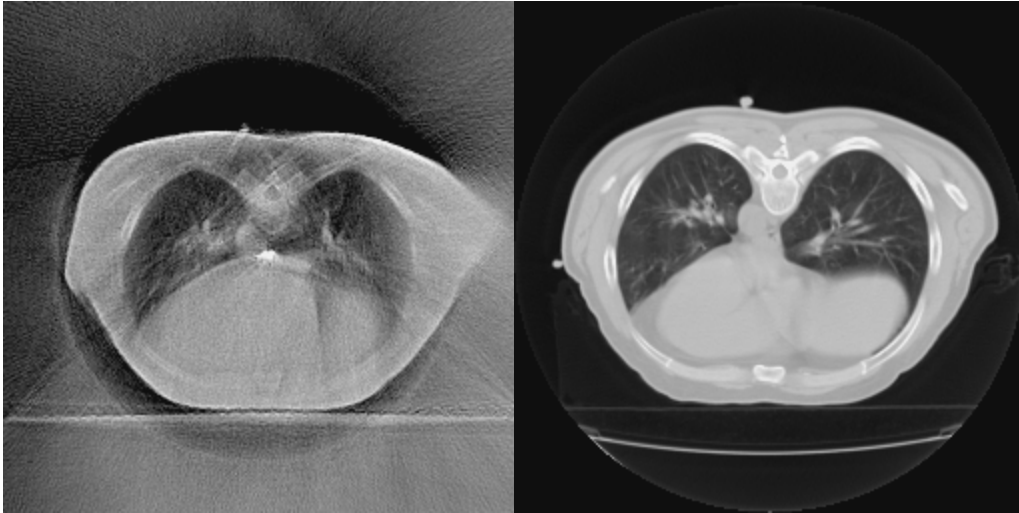


Figura 5.36. Comparación entre los resultados obtenidos por el prototipo y un TC diagnóstico en el mismo paciente y con posiciones de corte idénticas (paciente en decúbito prono). El aumento de ruido en la imagen generada con el prototipo se debe a la presencia de contraste radiológico en el paciente para marcar la posición del esófago.

Queremos resaltar que la implementación de este sistema de reconstrucción se ha realizado con una inversión mínima tanto en tiempo como en material. La evolución de este prototipo se dirige hacia la sustitución del intensificador de imagen por un detector plano de Silicio amorfo y la implementación de algoritmos de reconstrucción *cone-beam* como los descritos en §4.3.

# CAPÍTULO 6.

## Análisis y valoración de movimientos fisiológicos en los tratamientos de Radioterapia.

### 6.1 Introducción.

Los tratamientos actuales de Radioterapia están sometidos a grandes avances y atractivas expectativas. Estamos asistiendo al uso generalizado de sistemas de cálculo en 3D, que permiten el desarrollo de la Radioterapia Conformada, o Técnicas con Modulación de Intensidad del haz<sup>1</sup>, por poner ejemplos, con los que se puede reducir considerablemente el margen entre las regiones que reciben dosis bajas y el volumen de tratamiento que engloba las células tumorales. El cálculo 3D de tratamientos de Radioterapia exige por tanto una precisa definición del volumen de irradiación.

Según las recomendaciones establecidas en el ICRU 50 [ICRU-1993] y matizadas en el ICRU 62 [ICRU-1999], al definir un tratamiento de radioterapia, conviene considerar no sólo el volumen tumoral (GTV, *Gross Tumor Volume*) que se desea irradiar, sino también un volumen blanco que engloba a dicho

---

<sup>1</sup> En esta técnica se realizan irradiaciones con variación de la forma espacial del haz continua para varias posiciones angulares del *gantry*. Con ello, por un procedimiento inverso al de la tomografía, se puede delimitar con precisión volúmenes precisos de irradiación.

GTV y una zona de seguridad que incluye enfermedad subclínica microscópica (CTV, *Clinical Target Volume*) y que además tenga en consideración los distintos efectos de movimiento del paciente (IM o *Internal Margin*) e inexactitudes en el posicionamiento diario (SM o *Set-up margin*) formando el denominado PTV o *Planning Target Volume* ( $PTV = CTV + IM + SM$ ). Las definiciones del GTV y CTV son puramente oncológicas, mientras que tanto el IM como el SM son factores que se modifican en función de los avances tecnológicos.

Por tanto, no debemos olvidar que la mejora del control local de la dosis que pretendemos administrar está inevitablemente ligada a dos realidades bien diferentes: *el paciente virtual, que permanece inmóvil, e inmutable, y el paciente real, que no necesariamente permanece en tales condiciones a lo largo de todo el tratamiento.*

Es por ello que, paralelamente al desarrollo de todas aquellas técnicas de mejora en la planificación y administración de los tratamientos radioterápicos, consideramos imprescindible la introducción de nuevas herramientas que nos ayuden a ser conscientes y a visualizar esa realidad – no virtual – que es el paciente de Radioterapia. Nos replanteamos la necesidad de desarrollar e introducir en su uso clínico el mayor número de herramientas y procedimientos de control, que den mayor sentido a los nuevos avances en la planificación y tratamientos de Radioterapia [Díez-1999b].

En la actualidad, la precisa delineación del volumen de irradiación que exige la tecnología de tratamientos 3D, está limitada por el movimiento fisiológico de los órganos y por las inexactitudes en el posicionamiento diario del paciente durante el tratamiento [McCarter-2000], ya que se ha demostrado tienen un gran impacto en la dosis real que recibe el tumor y órganos críticos adyacentes, y puede llevar a alteraciones importantes en la probabilidad de control tumoral y complicaciones en el tejido sano [Urie-1991]. En la práctica clínica diaria, se tienen en cuenta asignando márgenes de seguridad alrededor del CTV de forma que la zona irradiada incluya siempre a dicho CTV, independientemente de los cambios de tamaño y/o forma que pueda experimentar por motivos fisiológicos o de posicionamiento.

Para la definición de estos márgenes hay que considerar múltiples factores: adquisición de datos, transferencia de datos, reproducibilidad del tratamiento y movimientos fisiológicos. Estos factores pueden variar significativamente dependiendo de la tecnología y técnica empleada, de tal forma que los datos cuantitativos publicados [Ekberg-1998; Ahmad-1997; Booth-1999; Keall-1999] no pueden sustituir a un análisis meticuloso, por instalación y paciente, de los efectos de dichas inexactitudes [Armstrong-1998]. En general, modelizar el movimiento de los órganos es más complicado que caracterizar el error de posicionamiento diario, ya que estos últimos se aproximan al movimiento de un sólido rígido, mientras que la magnitud y orientación de los movimientos fisiológicos varían de unos órganos a otros en el mismo paciente [Mageras-1996] y, por supuesto, entre pacientes.

Los errores de irradiación debidos al posicionamiento diario deben estudiarse en cada instalación en concreto, ya que dependen críticamente de la exactitud geométrica de la máquina de tratamiento, de los sistemas de inmovilización existentes y de la habilidad de los operadores de máquina [Rudat-1994; Lujan-1999; Hector-2000]. Para tener en cuenta este error de posicionado, la distribución de valores medios de dosis se obtiene por convolución de la dosis con una función de densidad de probabilidad que tenga en cuenta estos cambios:

$$\bar{D}(x, y, z) = \iiint D_0(x', y', z') N(x'-x, y'-y, z'-z) dx' dy' dz', \quad \text{Ec. 6.1}$$

siendo

$\bar{D}(x, y, z)$  la dosis media en un punto del espacio  $(x, y, z)$  incluyendo las incertidumbres espaciales,

$D_0(x', y', z')$  la dosis estática en el punto  $(x', y', z')$

$N$  es una distribución de probabilidad normalizada que describe las incertidumbres de posicionado en los tres ejes del espacio. En ausencia de datos adicionales se asume que esta distribución es normal, con desviación típica  $\sigma_x$  [Van Herk-2000; Lujan-1999]:

$$N = N_x(x'-x) N_y(y'-y) N_z(z'-z) \quad \text{Ec. 6.2}$$



Siendo

$$N_x(x'-x) = \sqrt{2p} \frac{e^{-\frac{(x'-x)^2}{2s_x^2}}}{s_x} \quad \text{Ec. 6.3}$$

Siguiendo el formalismo anterior, la incertidumbre generada por los movimientos fisiológicos debería incorporarse en el cálculo de la dosis como parte de la función de densidad de probabilidad que se convoluciona con el cálculo de la dosis. Sin embargo, esta densidad de probabilidad es de naturaleza no gaussiana [Lujan-1999a] y varía considerablemente con cada paciente [Sontag-1996], por lo que no es sencillo deducir una regla fija para tener en cuenta este movimiento (Este hecho es especialmente relevante si se pretenden usar algoritmos automáticos de cálculo de márgenes de seguridad alrededor del CTV [Bedford-1998, Stroom-1997]).

Los movimientos de origen fisiológico de órganos internos se estudian de forma bien diferente en función de su comportamiento temporal:

- Los **movimientos no periódicos** producidos por el estado de llenado de estructuras tales como vejiga y/o recto, que afectan principalmente a la próstata, no presentan variaciones importantes a corto plazo (durante el tiempo que dura la irradiación), sino que varían de forma aleatoria de una sesión de tratamiento a otra. La determinación del rango del movimiento no puede obtenerse de forma individual para cada paciente previamente al tratamiento [Mageras-1996], y ha de evaluarse a partir de estudios poblacionales, basados en la adquisición de múltiples exploraciones de TC a múltiples pacientes durante la irradiación de cada uno de ellos. Numerosos estudios han determinado las variaciones máximas encontradas en grupos de pacientes [Roeske-1995; Roach-1997; Antolak-1998]]. El tamaño de los márgenes que deben aplicarse al CTV debido a estos movimientos, se obtiene de estos estudios estadísticos poblacionales. Otros movimientos no periódicos debidos a deglución son extremadamente aleatorios (ya que no es previsible cuándo el paciente va a tragar), e imposibles de cuantificar utilizando imágenes de TC.

- Los **movimientos periódicos** debidos a la respiración y al movimiento cardiaco tienen una frecuencia mucho mayor que el fraccionamiento diario, por lo que se repite muchas veces dentro de una única sesión de tratamiento (suponiendo un tiempo medio de fracción de 1 minuto, y teniendo en cuenta que el ritmo respiratorio es de 16 ciclos por minuto, aproximadamente). La amplitud de los movimientos de órganos afectados por la respiración (pulmones, hígado, riñones, estómago etc.) es lo suficientemente grande como para tomar precauciones: por poner ejemplos, [Ekberg-1998] calcula mediante estudios de fluoroscopia, desplazamientos medios de 3.9 mm del CTV en la dirección cráneo-caudal, con un rango de 0-12 mm. [Ahmad-1997] mide la variación de la posición de los riñones debido a la respiración, encontrando variaciones entre 2 y 15 mm. Otros movimientos periódicos, tales como los movimientos peristálticos del estómago, tienen una frecuencia comparable con el tiempo medio de irradiación, por lo que su evaluación resulta complicada.

La mayor variación en la posición y forma de los órganos es debida a la respiración. Además, debido a su alta frecuencia en comparación con al resto de los movimientos, hace imprescindible tenerla en cuenta, ya que *cualquier error por subestimación del volumen de irradiación se mantendrá durante todo el tratamiento*. Los movimientos no periódicos (y por tanto aleatorios en lo que respecta a la periodicidad del tratamiento) son más tolerantes a errores, ya que un error por subestimación como el mencionado anteriormente sólo ocurrirá en algunas sesiones de tratamiento, y no necesariamente en todas.

Nos vamos a centrar a partir de ahora en la tarea de caracterizar la extensión de los movimientos periódicos, prestando especial atención a los producidos por la respiración.

Existen dos tendencias claramente definidas en la bibliografía para proponer soluciones prácticas.

Por una parte, algunos autores observan una disminución en la calidad de las imágenes de TC utilizadas en la simulación virtual debido a la respiración libre del paciente [Ritchie-1994; Balter-1996; Balter-1998] y proponen realizar la planificación completa del paciente en “respiración estática” (*static exhale*), adquiriendo las imágenes de TC de forma sincronizada con la respiración del paciente. De esta forma se definen de forma precisa los

contornos de las estructuras afectadas por el movimiento, en las dos posiciones extremas (inspiración y espiración) lo que permite tener en cuenta un área efectiva del CTV [Balter-1998] aproximada al área completa cubierta por el órgano durante la respiración. Para ello se requiere la adquisición de imágenes utilizando TC espirales ultrarrápidos que no suelen estar disponibles en los servicios de radioterapia, limitando su aplicación clínica. El movimiento respiratorio, es en realidad *quasi*-periódico, con amplitud y frecuencia variable [Ritchie-1994; Sontag-1996], dificultando la exploración estática. Por otra parte, este tipo de exploración puede cometer errores en la determinación de contornos externos ya que en sentido antero posterior, la expansión de la caja torácica puede suponer una variación en el contorno externo del paciente de más de 1 cm e incluso puede hacer variar la densidad pulmonar hasta un 28% [Emami-1991a]. Por, último, la irradiación del paciente no puede realizarse en las mismas condiciones de sincronización que la planificación sin el apoyo de un sistema de control activo de respiración (ABC, *Active breathing control*) como el descrito en [Wong-1999] ó [Kubo-2000].

Un segundo grupo de autores, proponen tener en cuenta el movimiento de los órganos en la planificación, en lugar de paralizarlos. Algunos estudios [Sontag-1996; Ahmad-1997; Ekberg-1998; Lujan-1999a; McKenzie-2000] proponen evaluar el error cometido en la determinación del CTV debido al movimiento, como elemento añadido a la indeterminación del tratamiento, y diseñar estrategias para definir márgenes de seguridad alrededor del CTV, generando una zona de *incertidumbre controlada*. El problema es complicado, ya que la amplitud del movimiento puede variar considerablemente de un paciente a otro [Díez-2000b] y depende de factores tan variados como la localización del tumor, su fijación a estructuras adyacentes, capacidad pulmonar, oxigenación, inmovilización del paciente y del estado de ansiedad de éste [Mageras-1996].

En una planificación clásica, este volumen móvil de irradiación se determina *de visu* mediante escopia en el simulador de RT, no permaneciendo prueba documental de la extensión de CTV elegida. Las protecciones en campos conformados se establecen sobre radiografías de planificación, sin

tener poder cuantificar el movimiento del paciente. Cuando la determinación de dicho volumen se realiza virtualmente por reconstrucción tridimensional del paciente a partir de cortes de TC, tampoco se puede tener en cuenta el movimiento fisiológico de los órganos previamente a la irradiación, sino que es necesario recurrir a múltiples estudios de TC *durante* el tratamiento, pudiendo ser necesario un replanteamiento de la planificación [Mageras-1996].

En ambos casos, se deben asignar zonas de seguridad de tamaño arbitrario, lo suficientemente grandes como para que la zona tumoral se irradie de forma efectiva, a pesar del movimiento fisiológico. Esta práctica genera, como veremos más adelante (§6.6), volúmenes de irradiación excesivamente grandes y por tanto, irradiación excesiva del tejido sano. En el caso de la simulación virtual, se entra en una contradicción entre la exactitud obtenida mediante el uso de herramientas sofisticadas de cálculo y la imposibilidad de medir con exactitud la extensión de los movimientos fisiológicos.

En este capítulo desarrollamos un sistema de detección y cuantificación de la frecuencia y amplitud de movimientos fisiológicos periódicos (respiración y movimiento cardíaco) para cada paciente.

El método parte de la adquisición en tiempo real de secuencias de imágenes de fluoroscopia digital de un minuto de duración aproximadamente. Un análisis automático de dichas secuencias permite conocer de forma precisa la frecuencia de los movimientos periódicos y, a partir de esta, la amplitud del movimiento. Con esta información se genera un conjunto de imágenes a partir de las cuales se puede generar una *función bidimensional de densidad de probabilidad* de encontrar al órgano móvil en una posición espacial determinada, análoga a la descrita en la ecuación 6.2. El método propuesto es adaptativo al paciente y sustituye a funciones unidimensionales determinadas semiempíricamente por otros autores [Lujan-1999a; McKenzie-2000] a partir de estudios poblacionales.

## 6.2 Adquisición de secuencias de movimiento.

Las secuencias de imágenes de fluoroscopia se obtienen digitalizando la imagen salida del intensificador mediante una cámara digital PULNIX TM1010 acoplada a un digitalizador CORECO TCI ULTRA utilizando para ello un procesador PENTIUM III a 500 MHz sobre Windows NT 5.0 con 128 Mb de RAM.

El sistema permite capturar imágenes en diferentes configuraciones:

Profundidad de digitalización (bits/píxel)	8 ó 10
Tamaño de captura (píxeles)	252x255 ó 504x510
Intervalo de muestreo	1 a 10 imágenes/s.
Número máximo de imágenes	
➤ 8 bits/píxel	512 a 252x255 ó 256 a 504x510
➤ 10 bits/píxel	256 a 252x255 ó 64 a 504x510

Las imágenes se adquieren directamente a la memoria RAM del ordenador para evitar retrasos en la adquisición derivadas de al acceso al disco del ordenador, lo que limita el número total de imágenes que se pueden adquirir en una secuencia. El tiempo máximo de captura varía por tanto en función de la profundidad de digitalización, el tamaño de las imágenes y de la frecuencia de muestreo (tabla 6.1).

Imágenes (252x255)	16	32	64	128	256	512
	Muestreo (imágenes/s)					
3	5.3	10.7	21.3	42.7	85.3	170.7
5	3.2	6.4	12.8	25.6	51.2	102.4
10	1.6	3.2	6.4	12.8	25.6	51.2

Imágenes (504x510)	16	32	64	128
	Muestreo (imágenes/s)			
3	5.3	10.7	21.3	42.7
5	3.2	6.4	12.8	25.6
10	1.6	3.2	6.4	12.8

Tabla 6.1 Tiempos de captura (en segundos). Las celdas sombreadas no son posibles a 16 bits/píxel.

Teniendo en cuenta que la amplitud y frecuencia de la respiración no son constantes [Ritchie-1994; Sontag-1996], necesitaremos un tiempo de adquisición comparable con la duración de una fracción del tratamiento (de un

minuto aproximadamente) para contemplar posibles variaciones del ritmo respiratorio durante la irradiación. Esta duración, junto con la frecuencia de digitalización, determina el número total de imágenes en la secuencia.

### **6.3 Herramientas de análisis de las secuencias.**

Tras adquirir una secuencia de imágenes de fluoroscopia, la forma más inmediata e intuitiva de analizarla es utilizando una herramienta interactiva de visualización, como la desarrollada *ad-hoc* para este estudio (Libro 2). La visualización interactiva permite una inspección minuciosa de todas las imágenes de la secuencia, incluso si esta está codificada a 16 bits/píxel. Los botones de navegación permiten avanzar y retroceder sobre la secuencia hasta encontrar las posiciones extremas del movimiento del órgano en estudio y medir con las herramientas adecuadas sus desplazamientos relativos. No obstante, esta técnica interactiva es lenta y ocupa excesivo tiempo de personal especializado (Físico o Médico).

Como alternativa a este sistema de inspección manual se ha desarrollado un método automático (no supervisado) de detección de estas variaciones, a partir de la información numérica contenida en las imágenes digitalizadas.

Con este método se pretende detectar los movimientos periódicos (debidos a respiración especialmente) en las imágenes radiográficas. Ello implica que una imagen dada de la secuencia se repetirá al cabo de un cierto número de imágenes. La repetición no será en general exacta, debido al ruido de digitalización del sistema, al muestreo temporal de las imágenes y a las pequeñas diferencias por otros movimientos fisiológicos no contemplados. Los cambios entre imágenes de la secuencia son de distinta naturaleza, tales como cambios de forma de los órganos, ocultamiento de órganos que se encuentran en el borde del campo de digitalización, desplazamientos (globales o independientes para cada órgano) y variaciones de nivel de gris.

Para caracterizar el movimiento es necesario determinar cuando una imagen de la secuencia se repite. Para ello necesitamos definir un criterio de comparación de imágenes.

Utilizaremos un método bien conocido en el ámbito de reconocimiento de objetos como es la detección a partir de correlación entre imágenes, empleando para ello **filtros adaptados**.

Por definición, un filtro está adaptado a una señal  $s(x,y)$  cuando su respuesta impulsional  $h(x,y)$  viene dada por  $h(x,y)=s^*(-x,-y)$ , siendo  $s^*$  el complejo conjugado de  $s$  (filtro adaptado clásico CMF<sup>2</sup>, [Goodman-1968]).

La correlación entre las señales  $h(x,y)$  y  $g(x,y)$  se define como [Gaskill-1978]:

$$v(x,y) = \iint_{\pm\infty} h(x-\xi, y-\eta)g(\xi, \eta)d\xi d\eta \quad \text{Ec. 6.4}$$

Sustituyendo el valor de  $h(x,y)$  obtenemos

$$\iint_{\pm\infty} g(\xi, \eta)s^*(\xi-x, \eta-y)d\xi d\eta \quad \text{Ec. 6.5}$$

que es precisamente la correlación de las funciones  $g(x,y)$  y  $s(x,y)$ .

Si la señal que intentamos detectar es aquella a la que está adaptado el filtro, el resultado  $v(x,y)$  será la autocorrelación de la señal. La magnitud de la correlación no es siempre una medida adecuada de la similitud entre objetos, ya que la energía de los objetos a comparar puede ser distinta, de forma que el valor de correlación puede hacerse grande incluso cuando los objetos son distintos [Pratt-1991]. Esta dificultad se evita normalizando la correlación con la raíz cuadrada de la energía total del objeto al que está adaptado el filtro [Goodman-1968].

El proceso de detección será pues, dada una imagen de entrada cualquiera  $g(x,y)$  y un filtro  $h(x,y)$  adaptado a la señal  $s(x,y)$  :

---

<sup>2</sup> Del inglés *Classical Matched Filter*.

$$g(x, y) \rightarrow s^*(x, y) \rightarrow \frac{1}{\sqrt{\iint |s(x, y)|^2 dx dy}} \rightarrow v(x, y) \quad \text{Ec. 6.6}$$

El proceso de detección producido por un filtro no adaptado o por una señal incorrecta (la señal  $k$  y el filtro  $n$  no coinciden) será

$$|v_n|^2 = \frac{\left[ \iint_{\pm\infty} s_k(\xi, \eta) s_n^*(\xi - x, \eta - y) d\xi d\eta \right]^2}{\iint_{\pm\infty} |s_n(\xi, \eta)|^2 d\xi d\eta} = \frac{\left[ \iint_{\pm\infty} s_k s_n^* d\xi d\eta \right]^2}{\iint_{\pm\infty} |s_n|^2 d\xi d\eta} \quad \text{Ec. 6.7}$$

En el caso del filtro adaptado,

$$|v_k|^2 = \frac{\left[ \iint_{\pm\infty} s_k s_k^* d\xi d\eta \right]^2}{\iint_{\pm\infty} |s_k|^2 d\xi d\eta} = \frac{\left[ \iint_{\pm\infty} |s_k|^2 d\xi d\eta \right]^2}{\iint_{\pm\infty} |s_k|^2 d\xi d\eta} = \iint_{\pm\infty} |s_k|^2 d\xi d\eta \quad \text{Ec. 6.8}$$

De este resultado se deduce que el filtro adaptado da la señal máxima, ya que, por la desigualdad de Schwartz

$$\left| \iint_{\pm\infty} s_k s_n^* d\xi d\eta \right|^2 \leq \iint_{\pm\infty} |s_k|^2 d\xi d\eta \iint_{\pm\infty} |s_n|^2 d\xi d\eta \quad \text{Ec. 6.9}$$

y por tanto,

$$|v_n|^2 \leq \iint_{\pm\infty} |s_k|^2 d\xi d\eta = |v_k|^2 \quad \text{Ec. 6.10}$$



con igualdad  $s_{ii}(x,y)=k s_{kk}(x,y)$ , lo que nos indica que el valor de la correlación en el origen de un objeto consigo mismo (autocorrelación) es mayor que la correlación con cualquier objeto de la misma energía.

En el caso discreto, la operación de correlación entre dos imágenes  $f(x,y)$  y  $w(x,y)$  de tamaño  $M \times N$  se convierte en [Gonzalez-1987]:

$$v(m,n) = \sum_x \sum_y f(x,y)w(x-m,y-n) \quad \text{Ec. 6.11}$$

con  $m=0..M-1$  y  $n=0..N-1$ .

Esta operación, extendida a toda la imagen, puede efectuarse en el dominio de frecuencias a través de transformadas de Fourier (TF).

Utilizando el teorema de correlación:

$$\begin{aligned} f(x,y) \circ g(x,y) &\Leftrightarrow F^*(u,v)G(u,v) \\ f^*(x,y)g(x,y) &\Leftrightarrow F(u,v) \circ G(u,v) \end{aligned} \quad \text{Ec. 6.12}$$

(siendo  $F(u,v)$  y  $G(u,v)$  las transformadas de Fourier de las funciones  $f(x,y)$  y  $g(x,y)$  respectivamente, y  $F^*(u,v)$  el complejo conjugado de  $F(u,v)$ ) vemos que la operación de correlación se reduce a la multiplicación de las transformadas de Fourier de cada una de las imágenes a comparar.

El cálculo de las transformadas es, para imágenes grandes, computacionalmente mucho más eficiente a través del algoritmo de FFT (Transformada Rápida de Fourier o *Fast Fourier Transform*) que el cálculo directo de la correlación [Gonzalez-1987].

El procedimiento del cálculo digital de correlación entre dos imágenes se reduce pues a calcular la TF de cada una de ellas, multiplicarlas y posteriormente calcular la TF inversa.

Recordemos que en esta aplicación nos planteamos la detección de una imagen dentro de la secuencia. Al realizar comparaciones entre imágenes de una misma secuencia, el valor de correlación tenderá al de autocorrelación

cuando las imágenes sean muy parecidas, es decir, los órganos internos estén en la misma posición y presenten la misma forma. Si los órganos están deformados o tienen desplazamientos relativos distintos en las dos imágenes bajo comparación, el valor de correlación será bajo. Así, a medida que el paciente va respirando y el diafragma se va moviendo, los valores de correlación irán aumentando y disminuyendo siguiendo el movimiento periódico de la respiración.

De forma análoga a los procesos de detección de señales, estableceremos una imagen de referencia  $O(x, y)$  que será la señal que deseamos detectar (p.e. la imagen con el pulmón en el momento de la inspiración), construimos un filtro adaptado a dicha señal con función de transferencia  $H(u, v)$  definida como  $H(u, v) = O^*(u, v) = |O(u, v)| \cdot e^{-ij(u, v)}$  (Filtro adaptado clásico, CMF) y realizamos las correlaciones con todas las demás imágenes de la secuencia.

A continuación detallamos el comportamiento esperado de la señal de correlación por medio de un ejemplo.

Supongamos que estamos analizando con este sistema el movimiento de un péndulo que hemos digitalizado de forma que su trayectoria queda representada en 7 imágenes (figura 6.1).

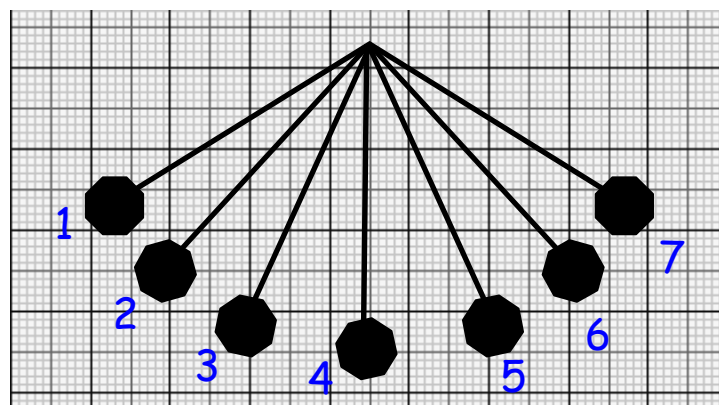


Figura 6.1

Tomamos como referencia la imagen de la bola en la posición 1 y construimos un filtro CMF con esta imagen. La correlación de este CMF con la

primera imagen es la autocorrelación y por tanto tendrá el valor más alto posible.

La correlación de la imagen 1 con la imagen que contiene el péndulo en la posición 2 tendrá un valor menor en el máximo ya que no se trata de una autocorrelación.

Sucesivamente, el valor de correlación irá disminuyendo para las distintas posiciones hasta alcanzar un valor mínimo en la posición 7, cuando la imagen de referencia presenta la máxima diferencia con la imagen analizada. A partir de esta imagen, el valor de correlación volverá a aumentar hasta alcanzar el valor de autocorrelación al cabo de un total de 13 imágenes. La representación gráfica de este conjunto de correlaciones (que denominaremos a partir de ahora **onda de correlación**) se describe por medio de una variación periódica, como es de esperar (figura 6.2).

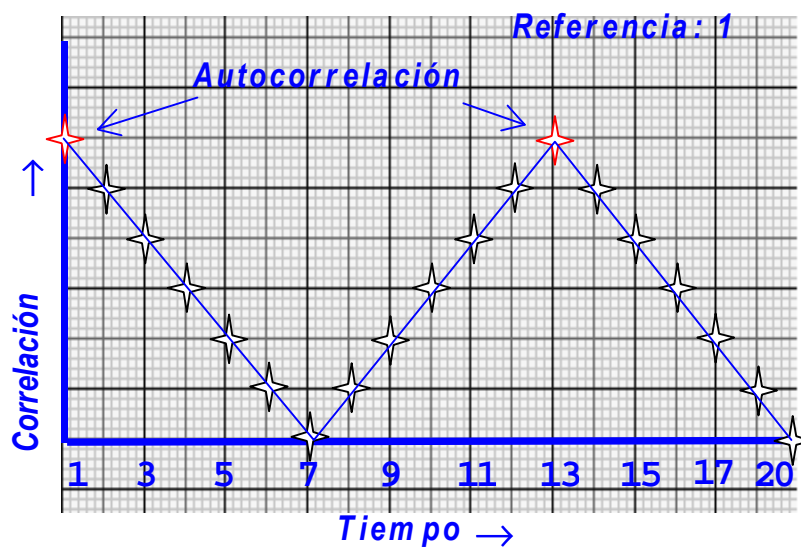


Figura 6.2

Con el mismo razonamiento anterior, podemos evaluar la influencia que tiene la elección de la imagen de referencia (aquella con la que se va a construir el filtro adaptado) en la determinación del movimiento periódico. Si la posición que tomamos como referencia se encuentra por ejemplo a mitad de recorrido entre los extremos (posición 4), la autocorrelación ocurrirá en esa posición inicial y al cabo de 6 posiciones (imágenes), con lo que obtendremos

una frecuencia doble que la anterior, dado que se producen dos autocorrelaciones en cada ciclo del movimiento (figura 6.3).

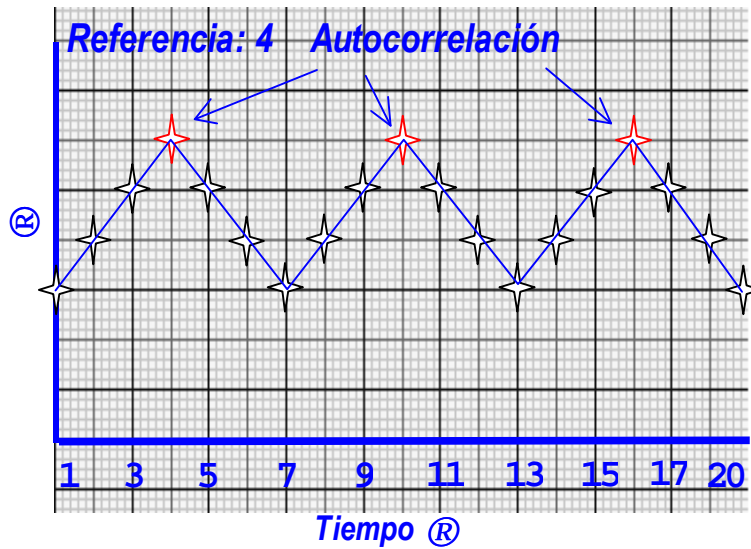


Figura 6.3

Tomando la referencia en cualquier otra posición (p.e. posición 2), comenzarán a aparecer diversos armónicos en la gráfica de movimiento, que serán de difícil interpretación en una situación real (figura 6.4).

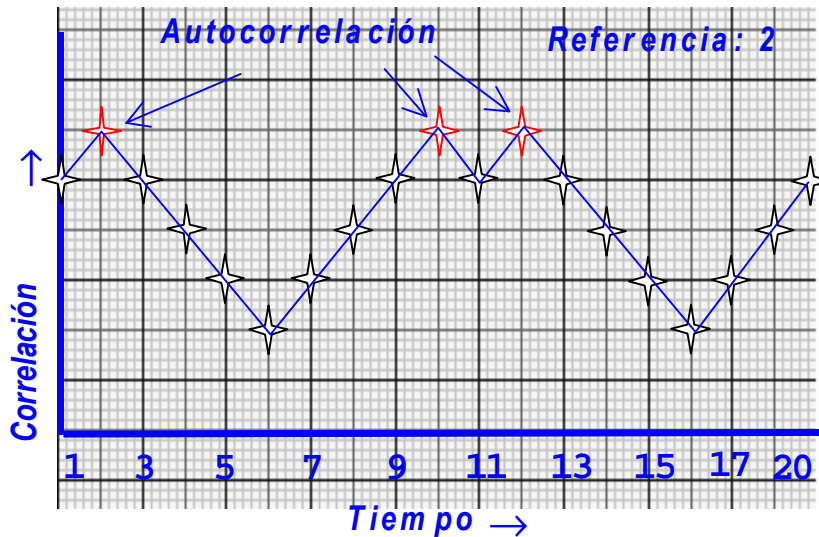


Figura 6.4

Por último, si tomamos como referencia la imagen correspondiente al extremo opuesto del movimiento (posición 7) obtendremos la misma figura que la correspondiente a la posición 1 pero con los máximos invertidos (figura 6.5).

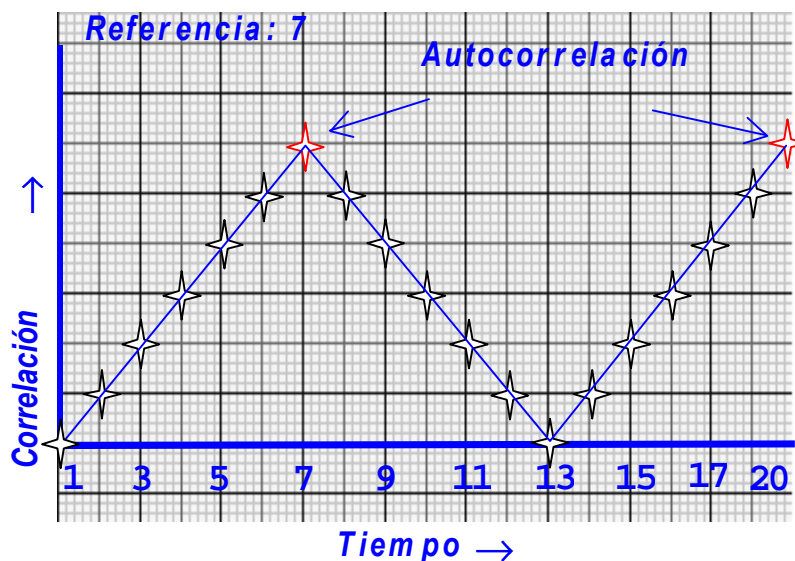


Figura 6.5

De estas figuras, hay que destacar que la amplitud de la onda de correlación es máxima cuando la imagen de referencia coincide con uno de los extremos del movimiento. En imágenes reales comprobaremos que la amplitud de la onda de correlación está relacionada con la amplitud real del movimiento periódico.

Comprobamos este método sobre un movimiento periódico conocido real. Para ello hemos digitalizado un metrónomo en movimiento con una frecuencia de 20 ciclos/min, utilizando una cámara CCD SONY SSC-M370CE acoplada a una tarjeta digitalizadora MATROX PIP640B gobernada por el software PIPTV [Díez-1993]. La velocidad de captura y transferencia de este sistema de prueba está limitada a un máximo de 3 imágenes por segundo. Las imágenes correspondientes a un periodo completo se muestran en la figura 6.6.

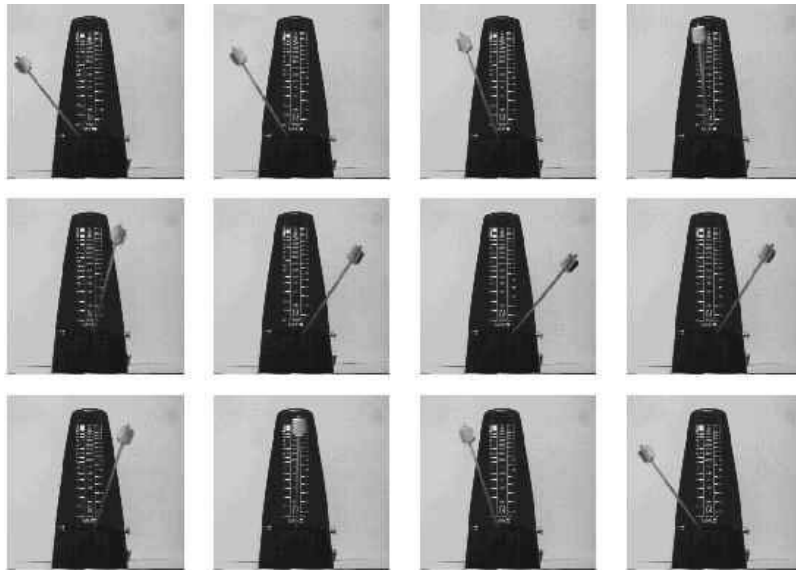



Figura 6.6. Movimiento periódico de un metrónomo. 

Para construir el filtro adaptado, se ha tomado como referencia la primera imagen de la secuencia, que coincide con uno de los extremos del movimiento periódico.

La representación de la onda de correlación para la secuencia completa se muestra en la figura 6.7

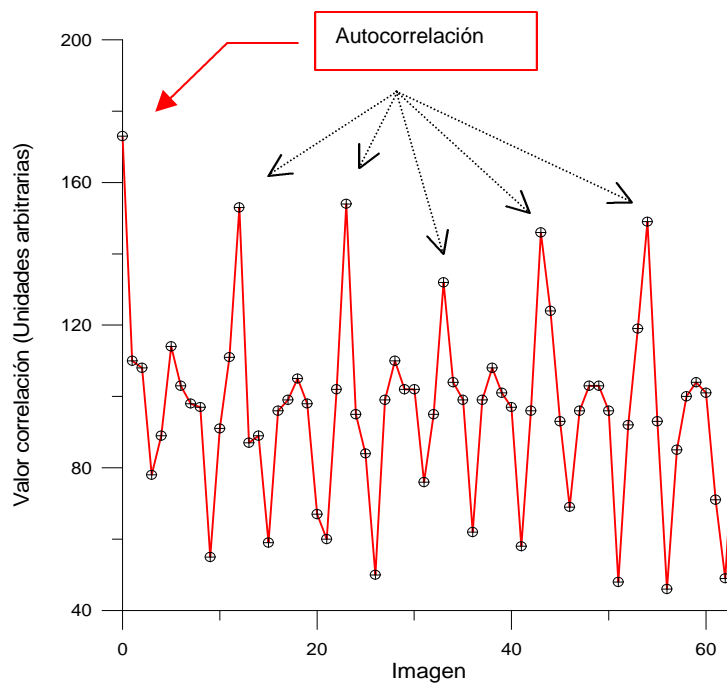


Figura 6.7. Resultados del proceso de correlación.

En la que puede observarse cómo el método propuesto determina correctamente la frecuencia del movimiento de metrónomo: 7 periodos en los 21 segundos que dura la captura de imágenes, que corresponde a una frecuencia de  $7 \times 21 / 60 = 20$  ciclos/min.

Nótese que en el uso del término *autocorrelación* se está abusando del lenguaje, pues las imágenes no son completamente idénticas, como se observa en las variaciones del valor de correlación.

Como se ha comentado anteriormente, la elección de la imagen de referencia con la cual se va a construir el filtro adaptado merece mención especial. Para esta prueba, se ha elegido intencionadamente una imagen correspondiente a un extremo del movimiento periódico. Si elegimos una imagen en un punto intermedio del periodo, los resultados no son tan claros como esperamos.

En la figura 6.8 se muestra el resultado del análisis de la secuencia completa utilizando como referencia una imagen elegida al azar (la 16ª de la secuencia).

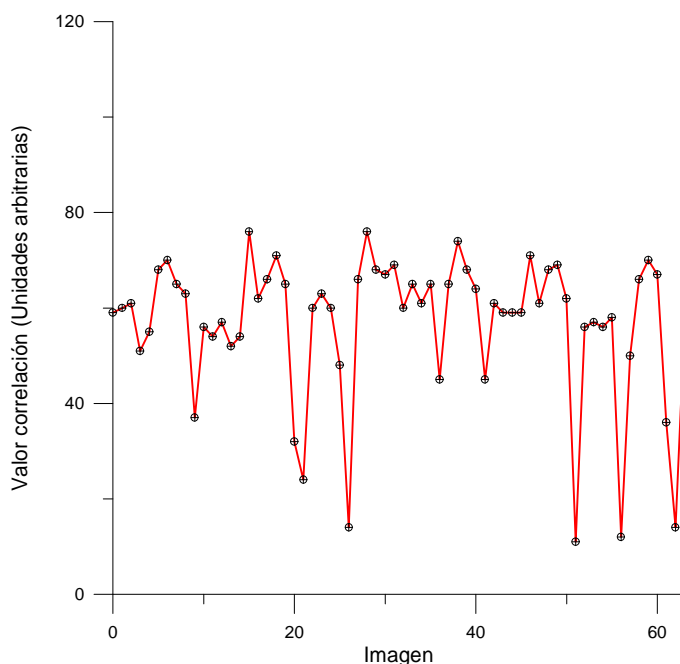


Figura 6.8. Resultado del análisis sin detección de movimiento periódico

En este caso no se puede observar movimiento periódico alguno. Esto es debido a que el muestreo temporal es pobre para un movimiento rápido (2.5 veces la frecuencia respiratoria estándar) y además el tiempo total de muestreo es corto, por lo que no es probable que se capturen dos posiciones parecidas

(mucho menos idénticas) del metrónomo durante su recorrido, y por tanto no se llega a dar ninguna situación de autocorrelación. Aunque este es un problema derivado de las limitaciones de velocidad del dispositivo experimental de pruebas, esto nos enseña que debemos procurar una frecuencia de muestreo lo más alta posible para no cometer este error.

El problema que intentamos resolver es la determinación de la frecuencia y amplitud del movimiento respiratorio entre la posición de inspiración y espiración, que es el que produce movimiento de las vísceras, por lo que sólo estamos interesados en detectar las situaciones similares a las representadas en las figuras 6.2 ó 6.5. El resto de las situaciones no aportan información fisiológica de interés en Radioterapia, e incluso su consideración puede convertirse en una fuente de error.

Mediante una inspección visual de la secuencia, se puede determinar a priori una de las posiciones extremas del movimiento. Sin embargo, esto va en contra de la filosofía de un procesado automático y de nuevo requiere invertir innecesariamente recursos humanos en el proceso.

La solución adoptada para determinar el movimiento periódico deseado de forma automática es definir un filtro adaptado a *cada una* de las imágenes de la secuencia y realizar las correlaciones pertinentes con el resto de las imágenes. De esta forma, para una secuencia de  $K$  imágenes se necesitan fabricar  $K$  filtros y realizar  $K^2$  correlaciones. Esta gran cantidad de datos generados se compilan en forma de una imagen de números complejos en la cual cada fila corresponde una onda de correlaciones y la diagonal de la imagen corresponde a los valores de autocorrelación de cada imagen de referencia (figura 6.9).



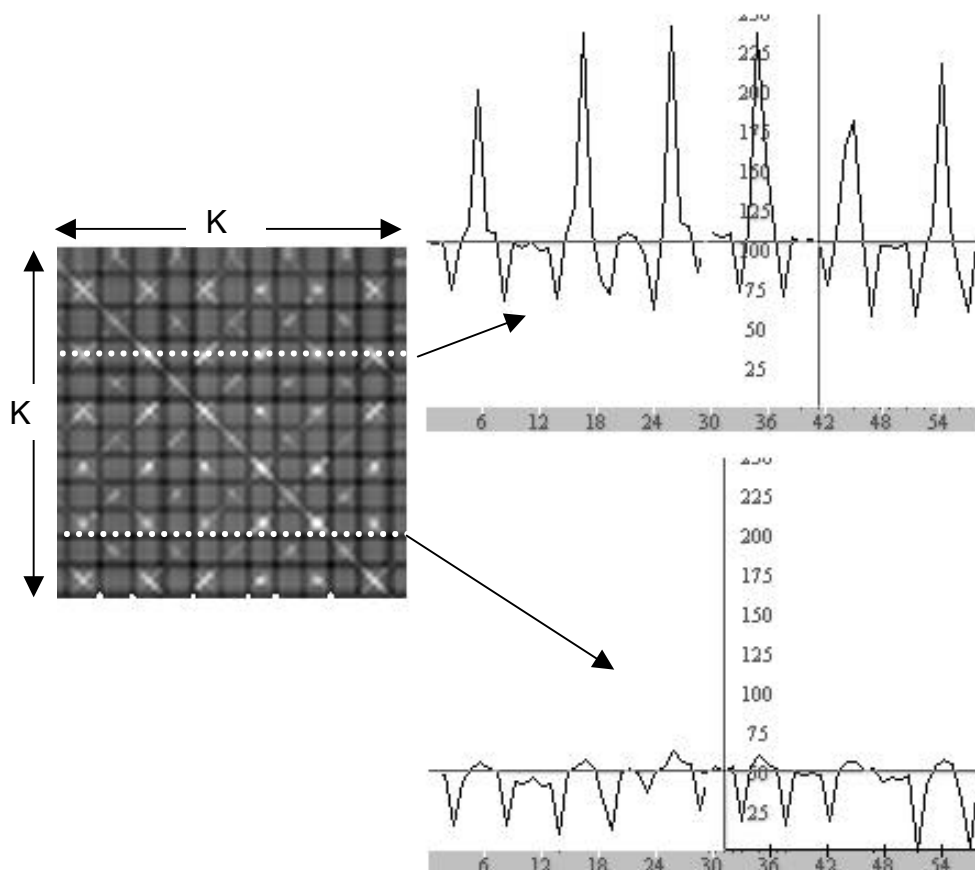


Figura 6.9

Resultado final del proceso de correlaciones de la secuencia de  $k$  imágenes del metrónomo. Cada fila  $i$  de la imagen está generada con los valores de correlación del filtro adaptado a la imagen  $i$  con el resto de las imágenes  $j=1..k$  de la secuencia (onda de correlación). La diagonal de la imagen (fila  $i$ = columna  $i$ ) corresponde a los valores de autocorrelación. El análisis de estas imágenes utilizando la herramienta de extracción de perfiles de ATW permite determinar con qué imágenes de referencia se detecta el movimiento periódico.

El algoritmo de determinación se desarrolla en el siguiente apartado.

## 6.4 Aplicación en movimientos fisiológicos.

Aplicando el método propuesto a un paciente real, con el dispositivo experimental de pruebas, (figura 6.10)

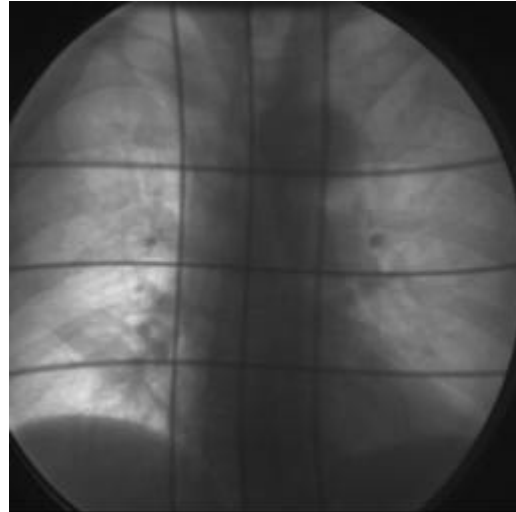



Figura 6.10. Secuencia real de imágenes 

El análisis de secuencias detecta correctamente la frecuencia del movimiento (figura 6.11), como se verifica tras una inspección interactiva de la secuencia.

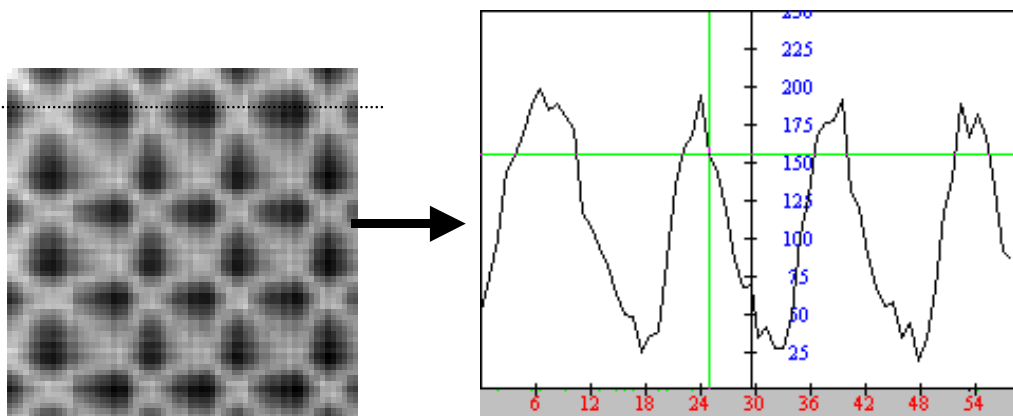


Figura 6.11

La presencia del rizado que se superpone al movimiento periódico en la figura 6.1 se debe a factores diversos, tales como errores de digitalización y pequeños movimientos del paciente. Para disminuir la influencia de este ruido pueden emplearse otros filtros más discriminantes [GarciaM-1994]. Por esto, en lugar de utilizar un filtro adaptado clásico, optamos por utilizar un filtro de Wiener, que proporciona una buena discriminación y poca sensibilidad al ruido. Se define como [Gonzalez-1987, Pratt-1991]:

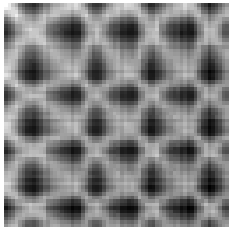
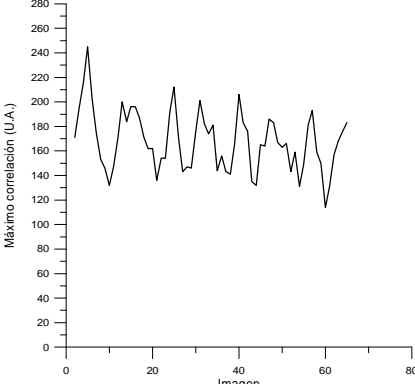
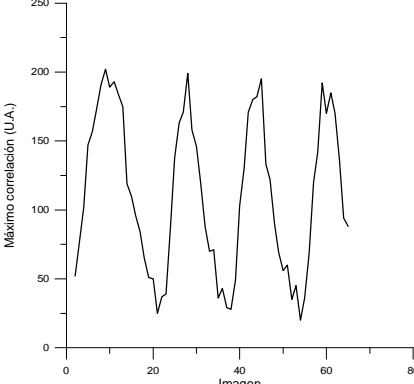
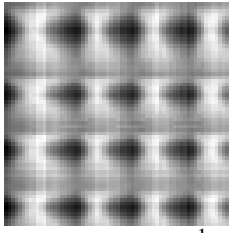
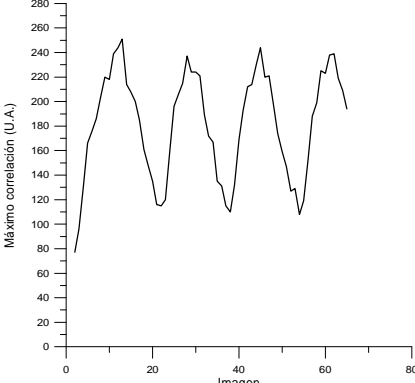
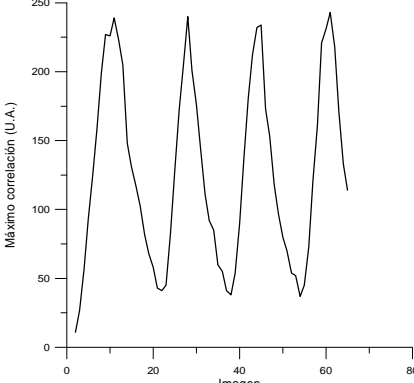
$$H_w(u, v) = \frac{H_{adaptado}(u, v)}{|H_{adaptado}(u, v)|^2 + g} \quad \text{Ec. 6.13}$$

siendo  $\gamma$  un parámetro tal que cuando  $g \rightarrow 0$  obtenemos un filtro inverso, muy discriminante pero con alta sensibilidad al ruido [GarciaM-1994] mientras que para  $g \rightarrow \infty$  se reproduce el filtro adaptado clásico.

Para esta secuencia hemos construido filtros de Wiener con distintos parámetros para determinar cuál de ellos se comporta mejor. Estudiamos la capacidad de detección de los filtros en dos situaciones distintas:

- a) Cuando la imagen de referencia se encuentra aproximadamente a mitad de recorrido entre la inspiración y espiración del paciente (caso análogo al de la figura 6.3).
- b) Cuando la imagen de referencia se encuentra justo en la posición de inspiración (análogo al de la figura 6.2).

Los resultados de dicho análisis se muestran en la siguiente tabla:

Imagen de correlaciones	Detección de frecuencia doble	Detección de frecuencia respiratoria
 <p>CMF</p>	 <p>Máximo correlación (U.A.)</p> <p>Imagen</p>	 <p>Máximo correlación (U.A.)</p> <p>Imagen</p>
 <p>Wiener <math>\gamma=10^{-1}</math></p>	 <p>Máximo correlación (U.A.)</p> <p>Imagen</p>	 <p>Máximo correlación (U.A.)</p> <p>Imagen</p>

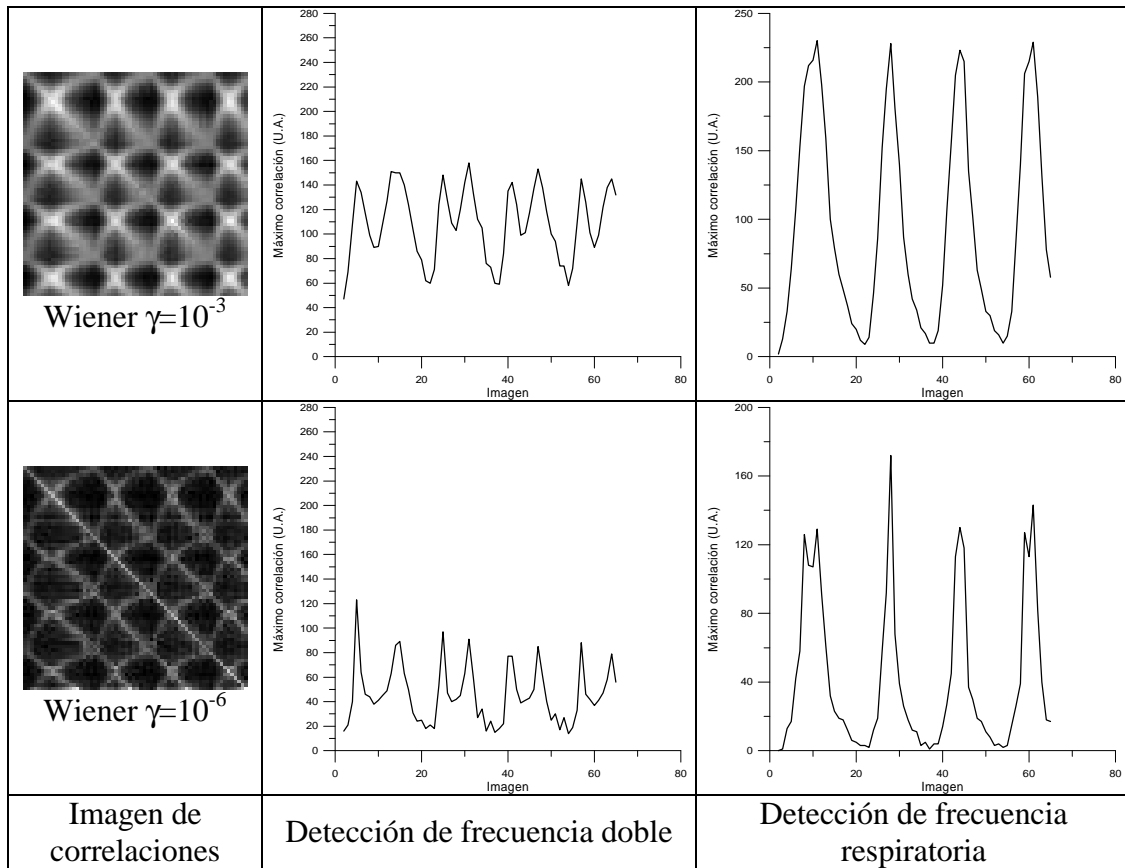


Figura 6.12. Análisis de la eficacia de los filtros de Wiener en función de su parámetro.

Puede observarse cómo el CMF muestra correctamente la frecuencia respiratoria, pero la frecuencia doble no es apreciable. Para parámetros de Wiener altos ( $10^{-1}$ ) tampoco se reproduce la frecuencia doble. Para parámetros bajos ( $10^{-6}$ ), la frecuencia doble queda bien determinada, pero vuelve a aparecer rizado en la determinación de la frecuencia respiratoria, al igual que en el caso del CMF.

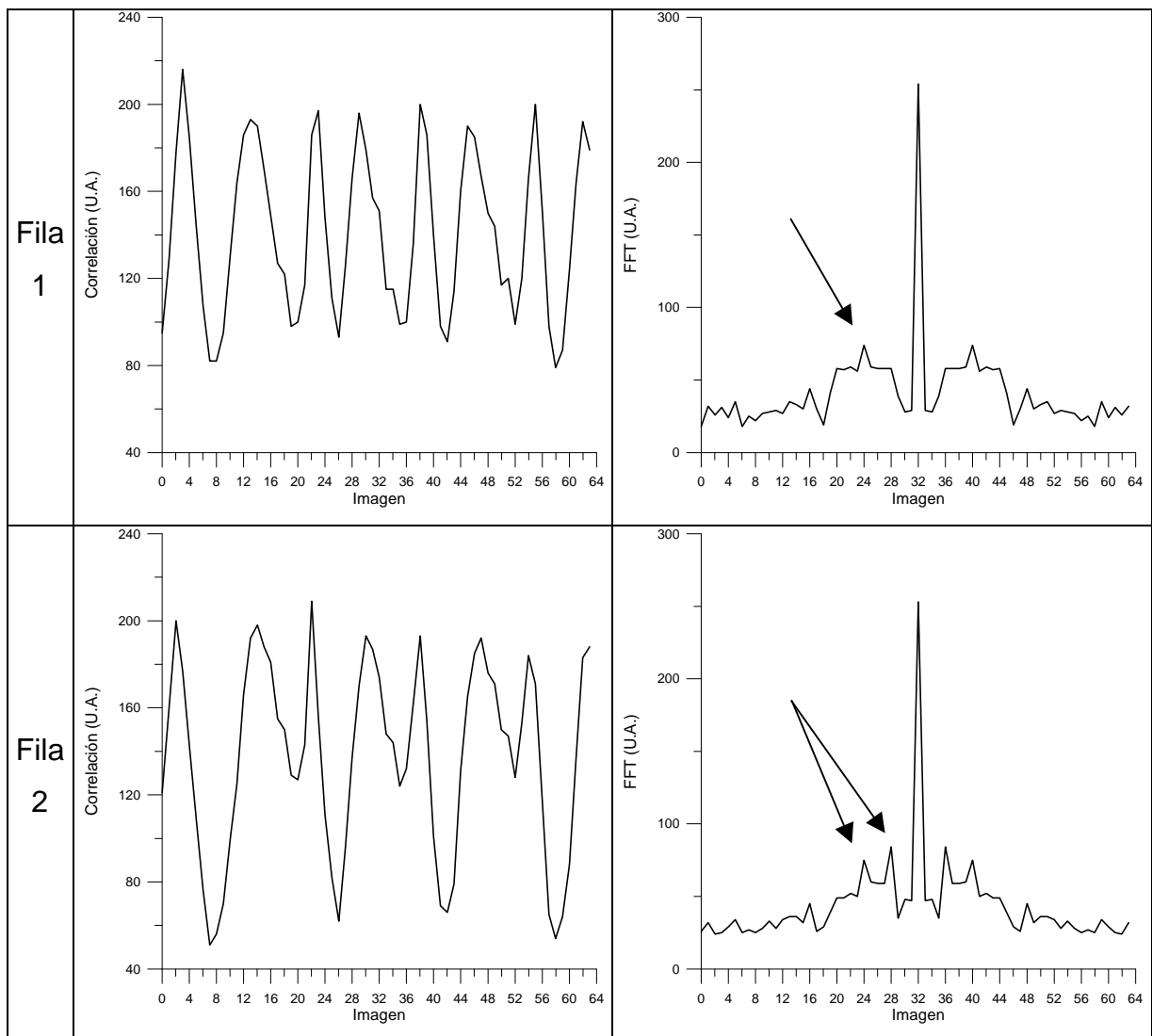
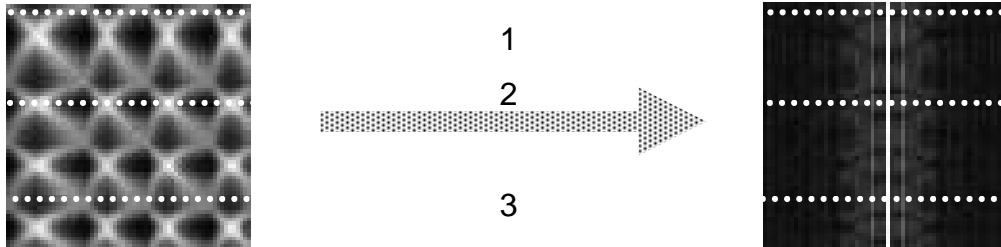
Un valor intermedio del parámetro de Wiener ( $10^{-3}$ ) determina correctamente la frecuencia doble y la frecuencia respiratoria sin falsos armónicos, por lo que decidimos utilizar este valor para construir los filtros de Wiener en su aplicación clínica.

#### 6.4.1 Determinación de la frecuencia y amplitud del movimiento respiratorio.

Una vez obtenida la imagen de correlaciones, la frecuencia respiratoria del paciente se obtiene por análisis de Fourier de los movimientos periódicos

detectados. Para cada fila de la imagen se calcula su Transformada de Fourier unidimensional para obtener la descomposición espectral del movimiento.

Veamos el resultado para la secuencia analizada anteriormente (figura 6.13) utilizando un filtro de Wiener con  $\gamma=10^{-3}$ :



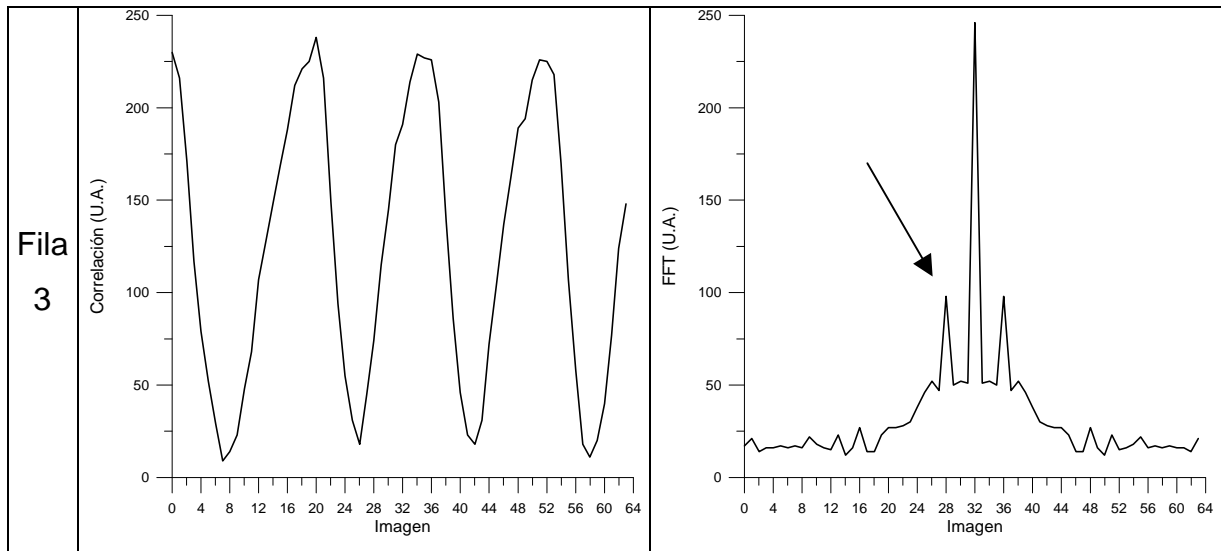


Figura 6.13.

Análisis de Fourier del movimiento periódico determinado experimentalmente. Para cada fila de la imagen de correlaciones se calcula su transformada de Fourier. Se representan los tres casos predichos en las figuras 6.2-6.4 junto con sus transformadas, sobre las cuales se ha marcado la(s) frecuencia(s) encontradas.

En la figura 6.13 se han representado las ondas de correlación típicas predichas en las figuras 6.2 a 6.4, junto con su análisis de Fourier. Puede observarse como según la imagen de referencia elegida se obtiene una frecuencia distinta. En el caso de la fila 1 se ha elegido una imagen de referencia situada en la mitad del recorrido del diafragma, resultando una frecuencia doble de la respiratoria (fila 3). Una imagen de referencia situada en un punto cualquiera entre un extremo y la mitad nos proporciona dos frecuencias reconocibles, y que corresponden exactamente a la frecuencia de la respiración y al doble de ésta (fila 2).

Como puede observarse, la **frecuencia respiratoria** es la menor de las frecuencias detectadas. De forma automática se buscan en la imagen de correlaciones todas aquellas las ondas de correlación que tengan una sola frecuencia y que ésta sea la menor de todas (situación equivalente a la fila 3 de la figura 6.13).

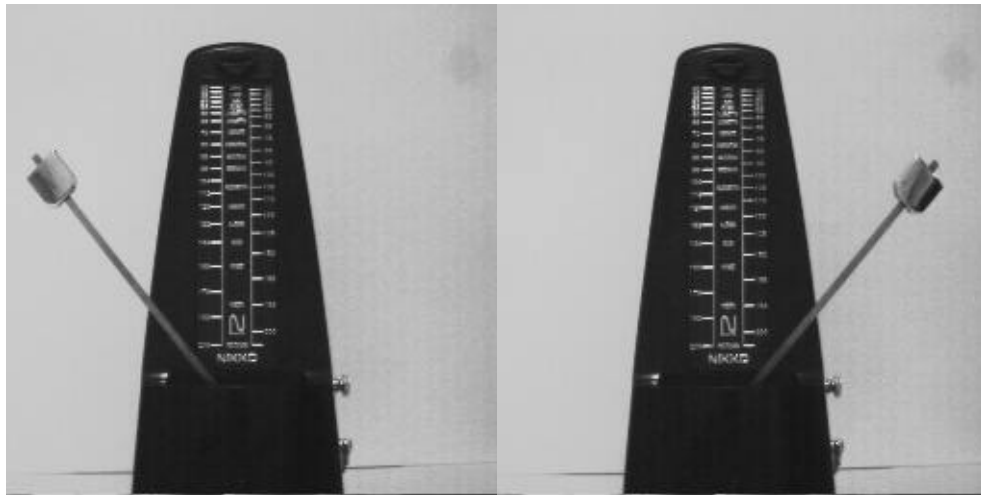
De entre las ondas seleccionadas, se toma como onda respiratoria correcta aquella en la que la **amplitud** es la mayor de todas, ya que como se supone en la figura 6.2 y se comprueba experimentalmente en la figura 6.13, la amplitud de la onda de correlación está relacionada con la amplitud real del movimiento, y es máxima para la onda de frecuencia respiratoria.

## 6.4.2 Extracción de imágenes para su uso clínico.

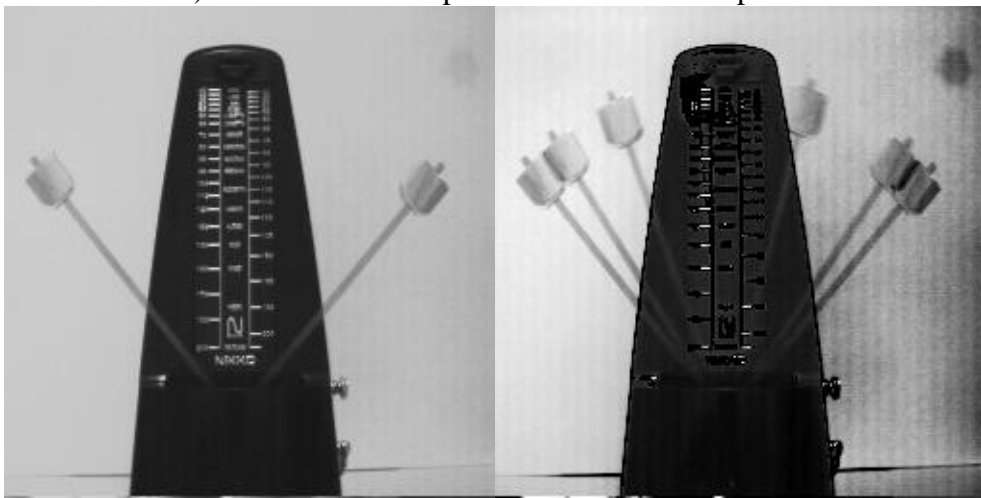
De la onda de correlación seleccionada por el análisis frecuencial, se selecciona el semiperiodo de mayor amplitud de la onda y se extraen de la secuencia varias imágenes que nos permiten evaluar el movimiento fisiológico e incorporarlos a los cálculos de distribución de dosis en el paciente. Las imágenes resultantes de todo el proceso son:

- Imagen de los instantes de inspiración y espiración, correspondientes a los extremos del semiperiodo seleccionado y que son las que permiten cuantificar la amplitud real de movimiento de los órganos afectados por la respiración.
- El promedio de las dos anteriores.
- Las imágenes comprendidas entre la inspiración y espiración se suman en una única imagen resultante que da información de la posición del órgano móvil en el tiempo. Puesto que se conoce el número de imágenes que la componen, y por tanto el tiempo transcurrido entre el punto de inspiración y espiración, esta imagen es en realidad una función de distribución de la probabilidad (FDP) de encontrar al órgano móvil en un punto del espacio en un instante determinado.
- Imagen FDP en falso color. En el canal Rojo (R) se utiliza la imagen correspondiente al instante de la inspiración. En el canal Verde (G) la correspondiente a la imagen de espiración y en el canal Azul (B) la FDP obtenida en tonos de gris. De esta forma se obtiene una imagen en tonos de gris en la que sólo quedan coloreadas aquellas partes de la imagen que han sufrido movimiento. Resulta de gran utilidad ya que el observador humano es mucho más sensible a los cambios de color que de tonos de gris.

En el caso del metrónomo de ejemplo, las imágenes resultantes del análisis se representan en la figura 6.14.



a) Extremos del semiperiodo de máxima amplitud



b) Suma de extremos

c) Suma de un semiperiodo (FDP)



d) FDP en falso color

Figura 6.14. Imágenes resultado del análisis de la secuencia del metrónomo

En el caso de un movimiento respiratorio real se obtienen las siguientes imágenes (figura 6.15). Su uso clínico se detalla más adelante:



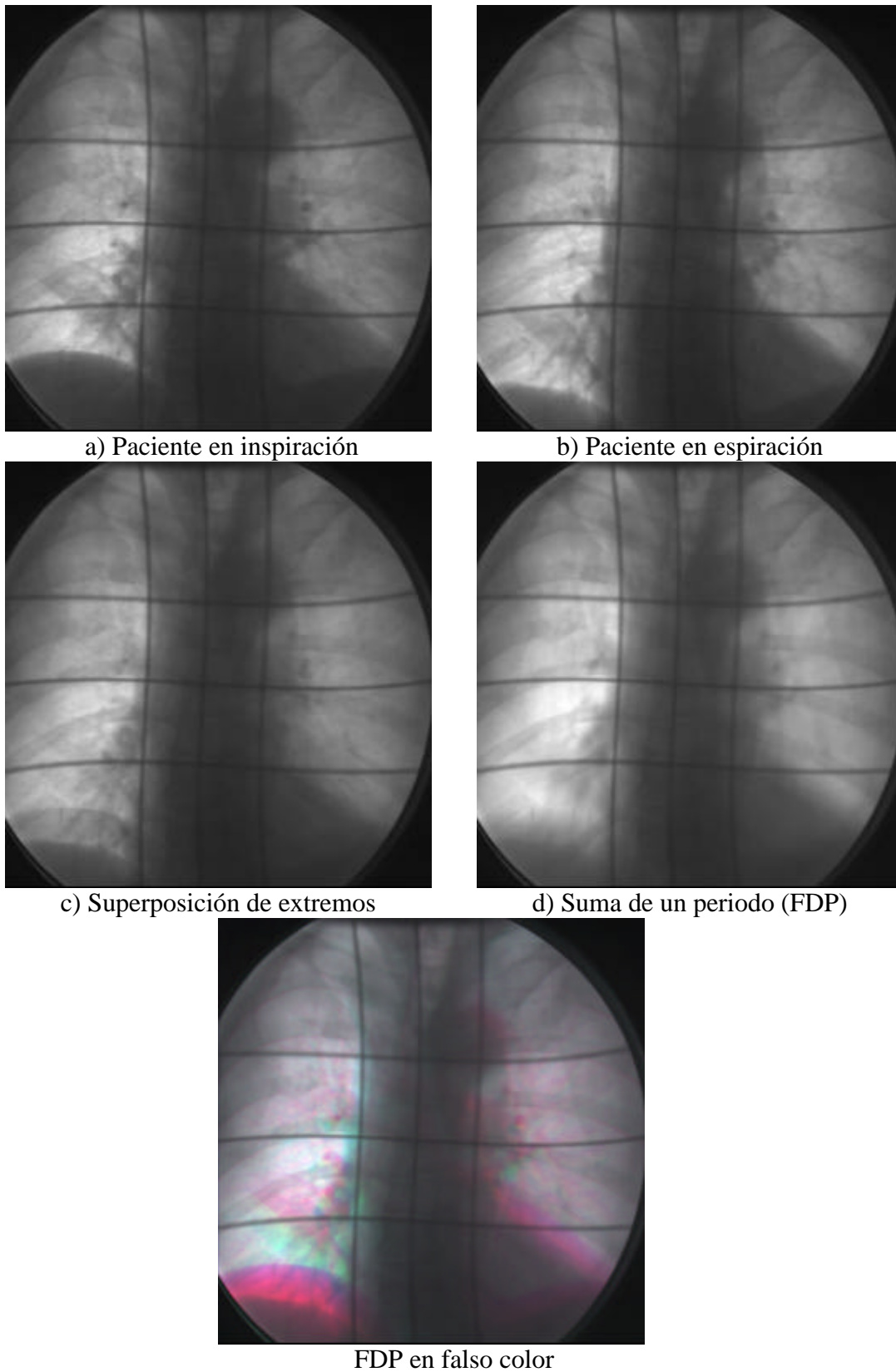


Figura 6.15. Imágenes resultado del análisis de una secuencia real de un paciente

## **6.5 Consideraciones sobre la digitalización de las secuencias.**

En función de las variables de digitalización expuestas en la sección 6.2, un análisis de las restricciones impuestas por el hardware nos lleva a determinar las mejores condiciones posibles de digitalización de secuencias de movimiento.

### **6.5.1 Número de imágenes de la secuencia.**

El número de imágenes capturado debe ser una potencia de 2, impuesto por el algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier. Tal y como se ha comentado anteriormente (§6.2), el tiempo de adquisición debe ser idealmente de un minuto. Además, por rapidez de cálculo, el número de imágenes no debe ser excesivamente grande. Estas consideraciones, junto con los requisitos de resolución espacial, frecuencia de muestreo y rango dinámico que se comentan a continuación, imponen un número final de imágenes de 256 o como máximo de 512 para frecuencias de muestreo altas.

### **6.5.2 Resolución espacial.**

Analizando las tablas de tiempos 6.1 y 6.2 observamos que no se puede adquirir un minuto de escopia a máxima resolución espacial por lo que nos vemos obligados a trabajar con la menor resolución espacial. Esto no es en realidad un inconveniente, ya que el sistema de planimetría (DOSIGRAY V98R2) donde se van a realizar los cálculos dosimétricos sólo admite imágenes de 256x256 píxeles y por tanto, digitalizar a una resolución espacial mayor no aportaría nada al resultado final del proceso. Una pérdida de detalles finos por culpa de una insuficiente resolución espacial puede ser trágica en aplicaciones de diagnóstico, pero es completamente admisible en radioterapia.

### **6.5.3 Profundidad de digitalización.**

Como se ha expuesto en el capítulo 2, las imágenes radiográficas poseen un gran rango dinámico y por tanto es conveniente digitalizarlas a más de 8 bits por píxel, incluso en el caso de imágenes no diagnósticas como son

las que nos ocupan. El gran inconveniente de este tipo de imágenes es que la gran cantidad de memoria que se requiere para su almacenamiento impide un manejo ágil de la información que contienen. En el caso de la captura de secuencias con nuestro sistema, el inconveniente de usar esta codificación queda patente a partir de la tabla 6.2. El tamaño de los ficheros generados con esta codificación (unos 32 Mb) puede llegar a retardar considerablemente su visualización. La elección de la profundidad de digitalización de secuencias para su análisis numérico está íntimamente ligada a los requerimientos de muestreo temporal discutidos en el apartado 6.5.4.

Para digitalizar a 8 bits/píxel sin pérdida de información, el procedimiento práctico que se ha utilizado es determinar previamente el nivel y ventana óptimos de visualización para la estructura que queremos estudiar y posteriormente adquirir la secuencia de imágenes utilizando dicha asignación de tonos de gris para reducir la información de 10 a 8 bits/píxel. De esta forma, aunque se pierde información global de la imagen, aprovechamos el rango dinámico completo de la estructura de interés, sin importarnos que se produzcan saturaciones en regiones que no interesan para el estudio.

#### **6.5.4 Frecuencia de muestreo.**

Utilizando una codificación de 16 bits/píxel sólo podemos llegar a adquirir un minuto de escopia utilizando un muestreo por debajo de 6 imágenes por segundo (tabla 6.2).

Para el análisis de movimiento respiratorio exclusivamente, de baja frecuencia, podemos concluir que una captura de 5 imágenes por segundo es suficientemente rápida. En la figura 6.16 se muestra el resultado del análisis de un movimiento respiratorio utilizando adquisiciones a distintas frecuencias de muestreo. Puesto que la respiración del paciente no es constante, y por motivos de comparación, se ha adquirido una sola secuencia de imágenes formada por 512 imágenes codificada a 8 bits/píxel utilizando el muestreo máximo de 10 imágenes/segundo. A partir de esta secuencia se han generado nuevas secuencias eliminando aquellas imágenes que no se hubiesen capturado con una frecuencia de muestreo menor. Sobre cada una de ellas se ha aplicado el método de cálculo que se describe en la sección 6.3.

Como puede observarse en la figura 6.16, los muestreos por encima de 5 imágenes por segundo coinciden bastante bien con el muestreo máximo (figura 6.16d). Para el análisis de movimiento de órganos debidos a la respiración, la supresión de algunos armónicos en el caso de 5 imágenes/s (figura 6.16c) carece de importancia para el objetivo que perseguimos. Por debajo de esta frecuencia, un muestreo a 3 imágenes/s puede llevar a determinar incorrectamente la frecuencia del movimiento, como se intuye en la figura 6.16b. El muestreo a 1 imagen/s es, a todas luces, incorrecto (figura 6.16a).

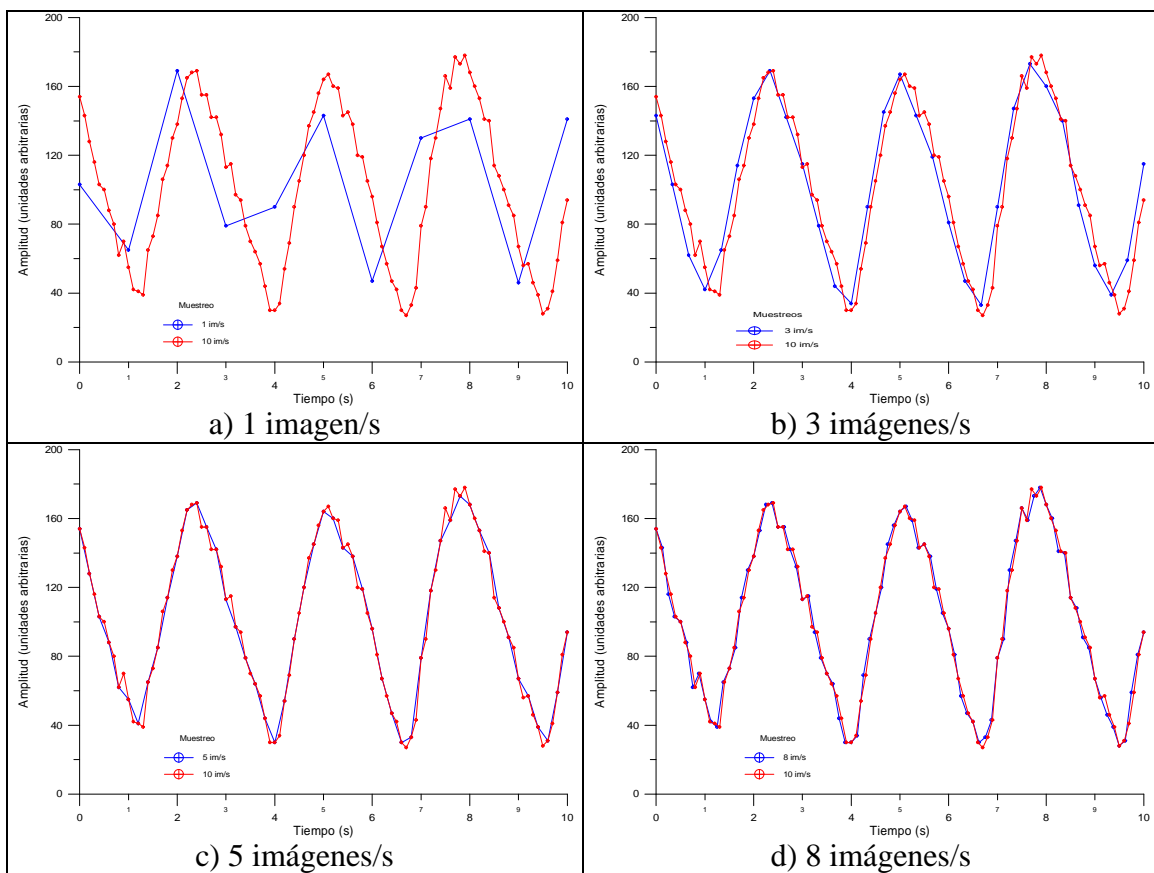


Figura 6.16. Análisis del movimiento periódico de la respiración con diferentes muestreos temporales comparados con la máxima frecuencia de muestreo de 10 imágenes/s.

En el caso de que se requiera tener en cuenta el movimiento del corazón (básicamente en cánceres de pulmón, y especialmente en aquellos en los que la masa tumoral está cerca del corazón) la situación cambia. Puesto que el ritmo cardiaco es aproximadamente de 80-90 pulsaciones por minuto (frente a las 16 del ritmo respiratorio normal), estamos obligados a adquirir imágenes a

la máxima velocidad posible, de forma que un ciclo cardíaco pueda estar muestreado por el máximo número de imágenes posible.

Codificando las imágenes a 16 bits por píxel, la máxima velocidad de digitalización se obtiene adquiriendo imágenes pequeñas a 10 imágenes por segundo, con lo que se pueden capturar un máximo de 256 imágenes, lo que supone 26 segundos de adquisición aproximadamente.

En 26 segundos puede haber aproximadamente 40 ciclos cardíacos (dependiendo obviamente del estado de ansiedad del paciente), por lo que cada ciclo estará muestreado por 6 ó 7 imágenes. Un tiempo superior de muestreo para este caso, supondría un aumento importante e innecesario del tiempo de cálculo de la secuencia.

En resumen, las secuencias de imágenes de fluoroscopia se digitalizan de la siguiente forma:

- ◆ Tamaño : 252x255
- ◆ Profundidad :
  - 8 bits/píxel con paleta modificada para secuencias largas (respiración)
  - 16 bits/píxel para secuencias cortas (movimiento cardíaco)
- ◆ Muestreo temporal:
  - 5 imágenes/segundo para frecuencias bajas (256 imágenes)
  - 10 imágenes/segundo para frecuencias altas (256 imágenes)

## **6.6 Aplicación Clínica.**

El uso clínico de este sistema de detección tiene dos importantes aplicaciones:

- La captura de imágenes en movimiento constituye una prueba documental de cómo va a llevarse a cabo el tratamiento.
- Se puede definir sin ambigüedades el tamaño de campo idóneo para el tratamiento de cualquier zona anatómica afectada por movimientos respiratorios, irradiando toda la zona tumoral y evitando la excesiva irradiación de tejido sano.

Como se comentó en la sección 6.1, la técnica habitual para tener en cuenta los movimientos fisiológicos tanto en sistemas de simulación convencional como virtual consiste en asignar límites de validez lo suficientemente grandes como para absorber los posibles desplazamientos que experimenten los órganos, generando límites de haz excesivamente grandes que provocan la irradiación innecesaria de tejido sano.

Ilustremos este hecho con el tratamiento de un linfoma de estómago. La irradiación del estómago en este tipo de linfomas es de intención curativa, por lo que es especialmente importante la irradiación completa del CTV y la mínima irradiación del tejido sano adyacente.

En este tipo de tratamiento, la intención del Radioterapeuta es irradiar tan sólo el estómago del paciente para lo que, de forma ideal, se definiría un campo de irradiación irregular con protección del tejido sano como se muestra en la figura 6.17.

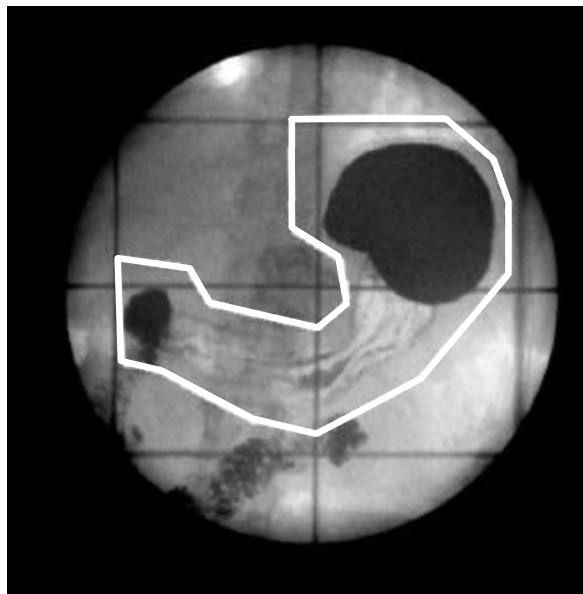


Figura 6.17. Conformación ideal para la irradiación del estómago en un linfoma de estómago.

La existencia de movimientos del estómago debidos a la respiración del paciente, puede provocar la incorrecta irradiación del tumor si el campo de irradiación se ajusta en exceso a una imagen estática (radiografía o RDR), tal como se muestra en la figura 6.18, extraída de la secuencia de movimientos.

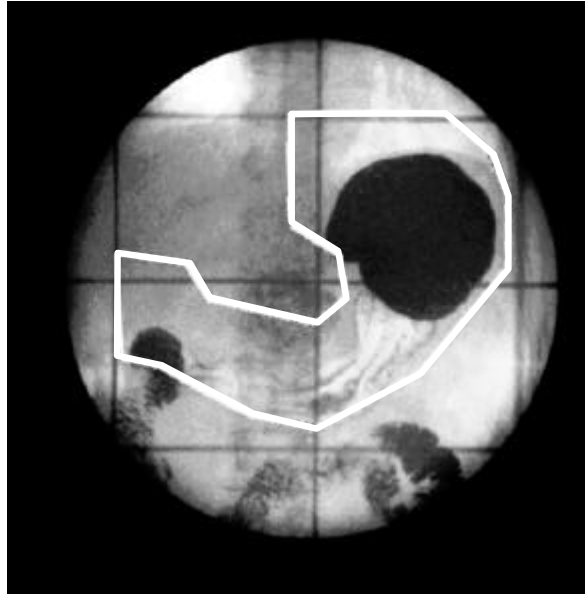


Figura 6.18. Irradiación incorrecta del estómago provocada por una conformación que no ha tenido en cuenta el movimiento fisiológico.

El Radioterapeuta, consciente de este movimiento, cuando no dispone de herramientas de evaluación de su extensión, no tiene más remedio que definir unos límites de seguridad alrededor del estómago que aseguren su completa irradiación [Perez-1992] tal y como se muestra en la figura 6.19.

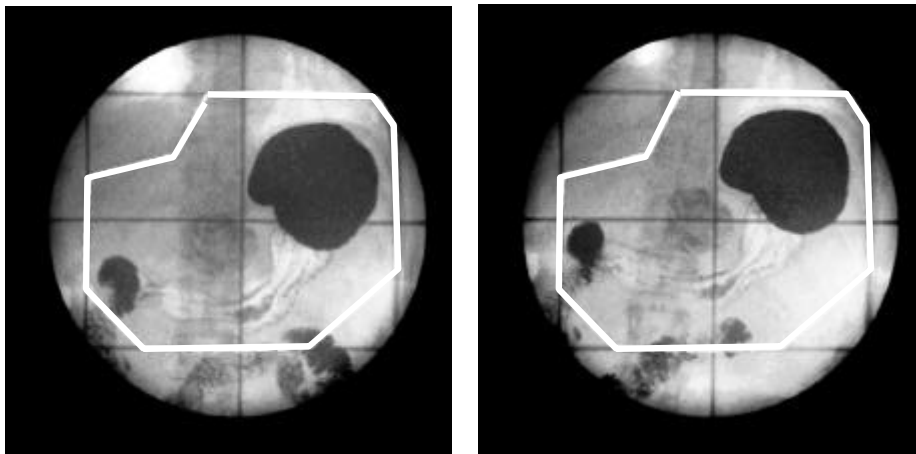


Figura 6.19. Campo clásico de irradiación del estómago en un linfoma de MALT aplicando límites de seguridad.

El resultado del análisis de secuencias de movimiento en este paciente permite determinar la excursión máxima del estómago, de forma que se pueden matizar los límites de seguridad (figura 6.20).

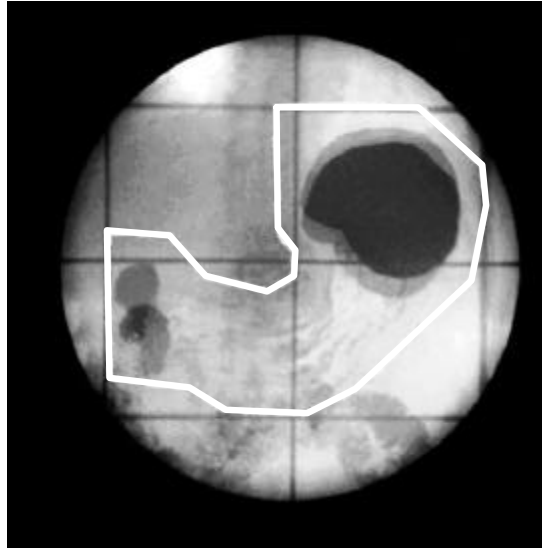


Figura 6.20. Campo conformado definitivo de un linfoma de MALT en el que se ha incluido la información del movimiento fisiológico.

El resultado final de este procedimiento de análisis de movimientos permite la irradiación conformada de un volumen móvil de forma precisa. El análisis estadístico realizado con ATW de los polígonos que representan el campo conformado indican que se evita la irradiación de hasta un 30% de tejido sano sin perjuicio de la correcta irradiación del tumor.

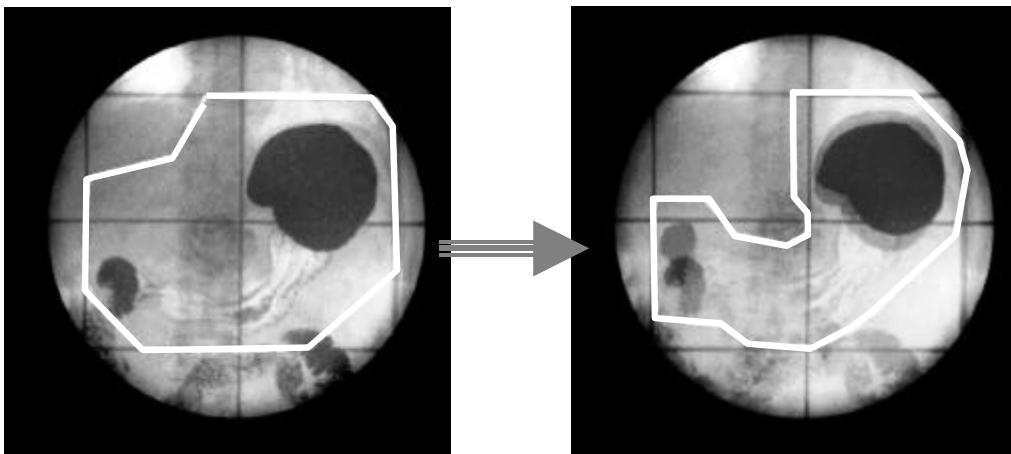


Figura 6.21. El sistema propuesto de detección y cuantificación automática de movimientos fisiológicos permite disminuir en hasta un 30% la irradiación de tejido sano (figura b) respecto al planteamiento clásico (figura a), mejorando por tanto el tratamiento al reducir su morbilidad.

Adicionalmente, el hecho de estar utilizando radiografía convencional mejora la definición de campos conformados frente a las radiografías digitalmente reconstruidas de la simulación virtual como puede verse a continuación.



En un caso de cáncer de pulmón diseñado virtualmente (figura 6.22) se puede comprobar el beneficio añadido de utilizar este sistema de detección.

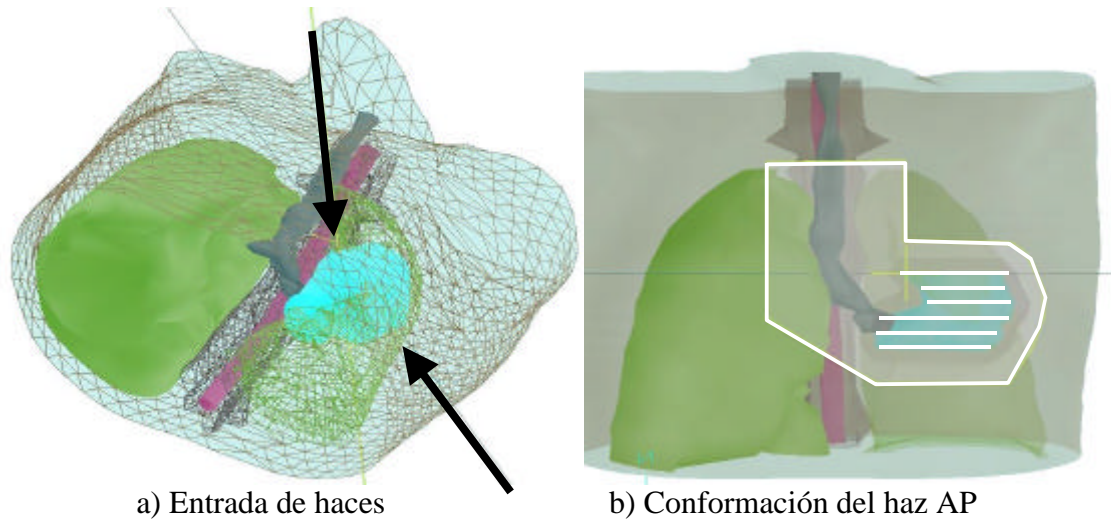


Figura 6.22. Simulación virtual de un tratamiento conformado de pulmón.

Se tomaron 45 imágenes de TC diagnóstico del paciente, con una separación entre cortes de 1 cm y con un espesor de corte de 1 cm. Sobre los cortes transversales se definieron las diferentes estructuras internas (ambos pulmones, columna vertebral, médula espinal, tráquea y tumor).

Los tamaños, ángulos, y conformación de los haces de irradiación se definieron sobre la reconstrucción tridimensional del paciente. El tratamiento óptimo para este paciente consistió en la irradiación del tumor mediante un campo anterior y otro campo oblicuo posterior, ambos conformados. Posteriormente se generaron las Radiografías Digitalmente Reconstruidas (RDR) de cada haz para su comparación con las imágenes de verificación del tratamiento (figura 6.23).

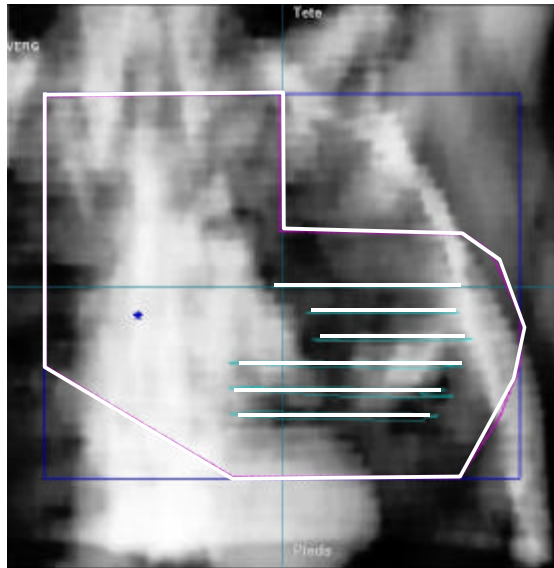
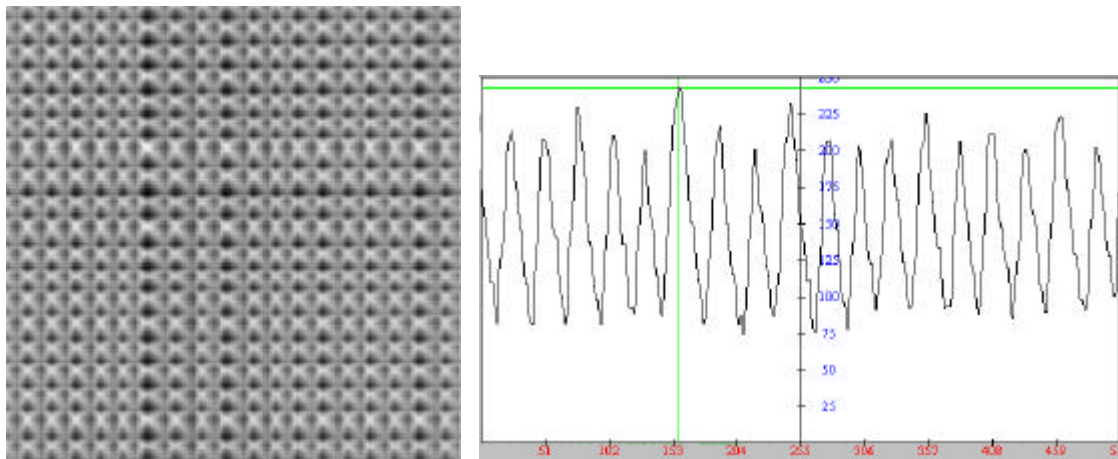


Figura 6.23. RDR del campo AP con su conformación y los contornos del tumor superpuestos.

Una vez finalizada y aprobada la simulación virtual, el paciente pasó al Simulador de Radioterapia donde se le realizó la captura de secuencia de imágenes (512 imágenes de 8 bits/píxel con muestreo de 10 imágenes/s, tiempo de irradiación de 51.2 s).

El resultado del análisis de la secuencia se muestra a continuación:



a) Imagen de correlaciones

b) Onda de correlación seleccionada

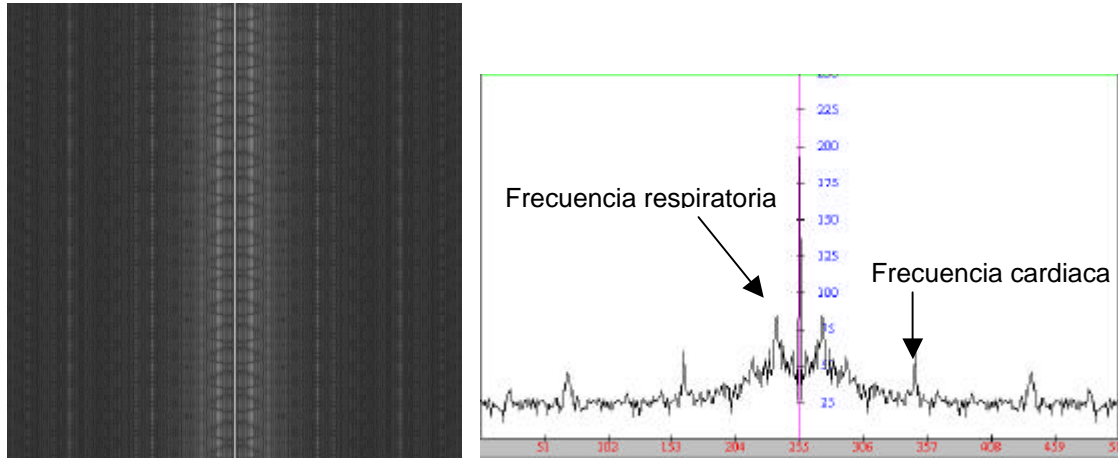
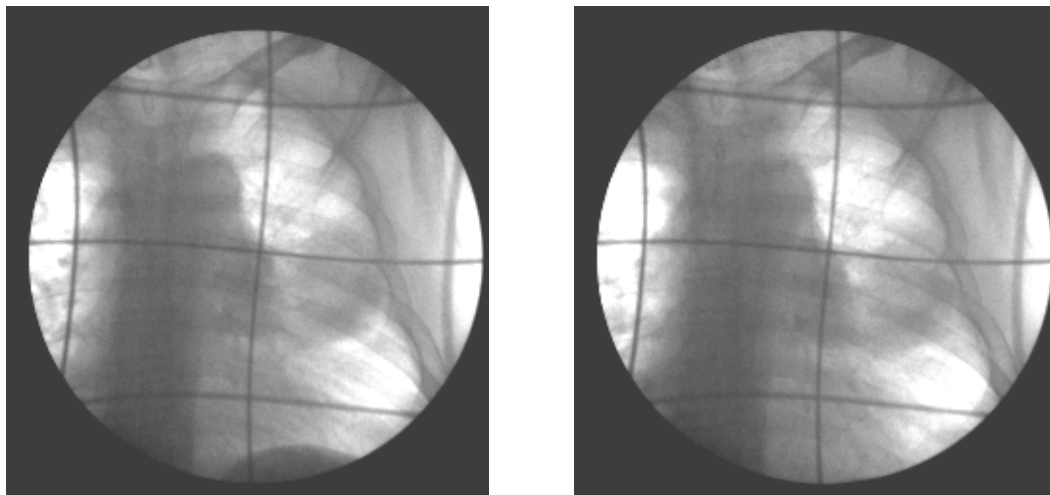


Figura 6.24. Análisis automático de la secuencia de imágenes.

Las imágenes de análisis generadas tras el cálculo se muestran a continuación en las figuras 6.25 y 6.26.



a)Imagen de inspiración

b) Imagen de espiración

Figura 6.25. Extremos del movimiento.

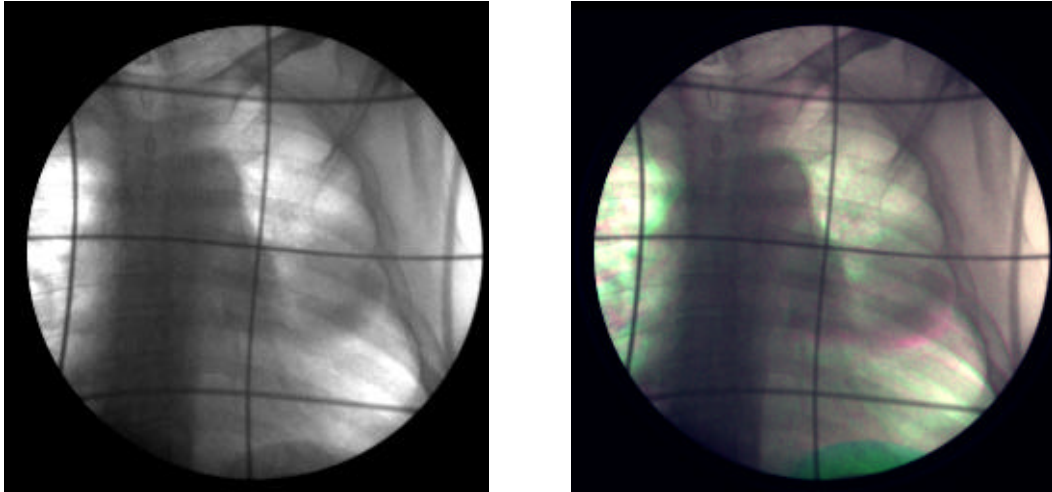


Figura 6.26. Resultado: Imágenes de FDP.

Una vez finalizado el proceso completo de análisis de secuencias, la imagen de FDP se corrige geoméricamente para eliminar la distorsión del intensificador con el método descrito en el capítulo 7 (§7.2.2.1) y se envía por red al planificador para su comparación con la RDR generada virtualmente.

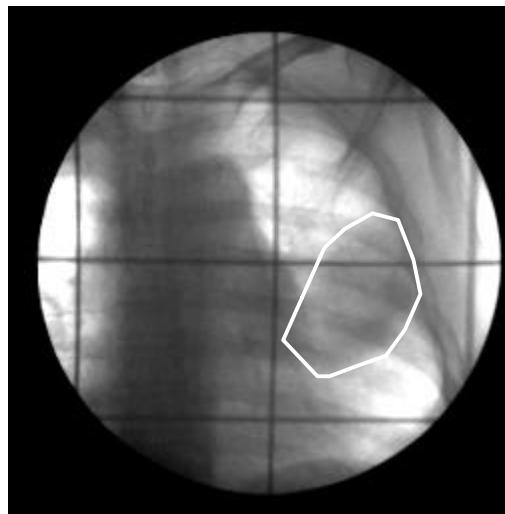


Figura 6.27.

Delimitación del tumor sobre la imagen FDP corregida geoméricamente.

De esta forma se comprueba si el tamaño de haz y su conformación engloban adecuadamente la zona tumoral, incluyendo sus posibles movimientos. En la figura 6.28 se muestra la comparación entre la RDR y la FDP para este caso concreto. Puede observarse que el tumor definido por el Radioterapeuta sobre la FDP no queda correctamente cubierto por el campo conformado, ya que no existe margen alguno entre la estructura y el límite del campo (a efectos prácticos supondría dejar enfermedad subclínica sin tratar o

incluso tumor macroscópico sin irradiar con la dosis pautada debido a las variaciones de posicionamiento del haz que se discutieron en la sección 6.1).

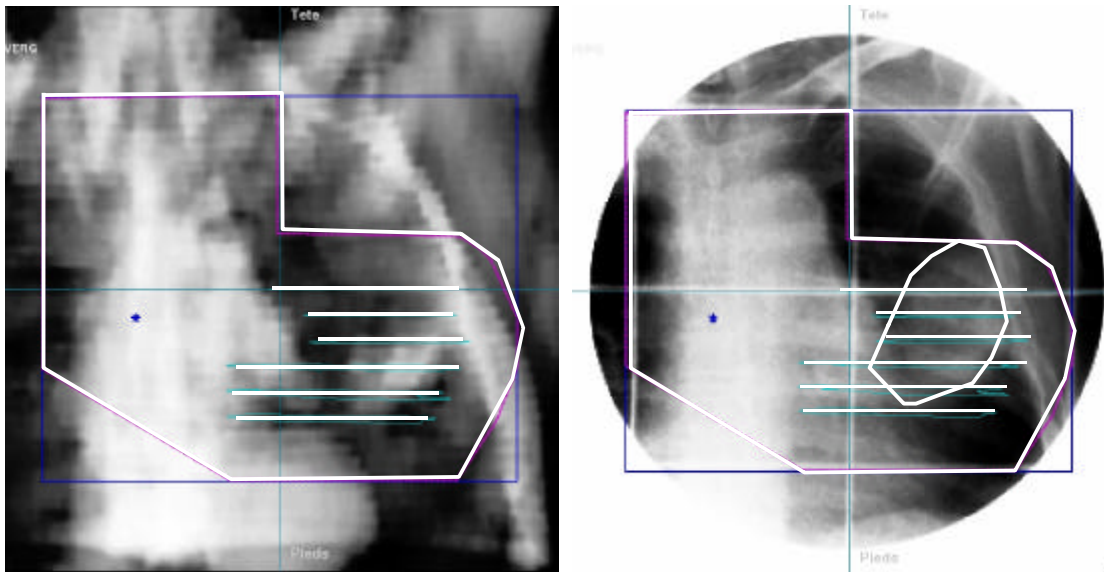


Figura 6.28. Superposición del tumor definido sobre la FDP en la simulación virtual.

Ante esta evidencia, la forma de la conformación debe ser modificada para incluir parte del tumor que no pudo determinarse adecuadamente mediante una simulación basada en imágenes estáticas (figura 6.29).

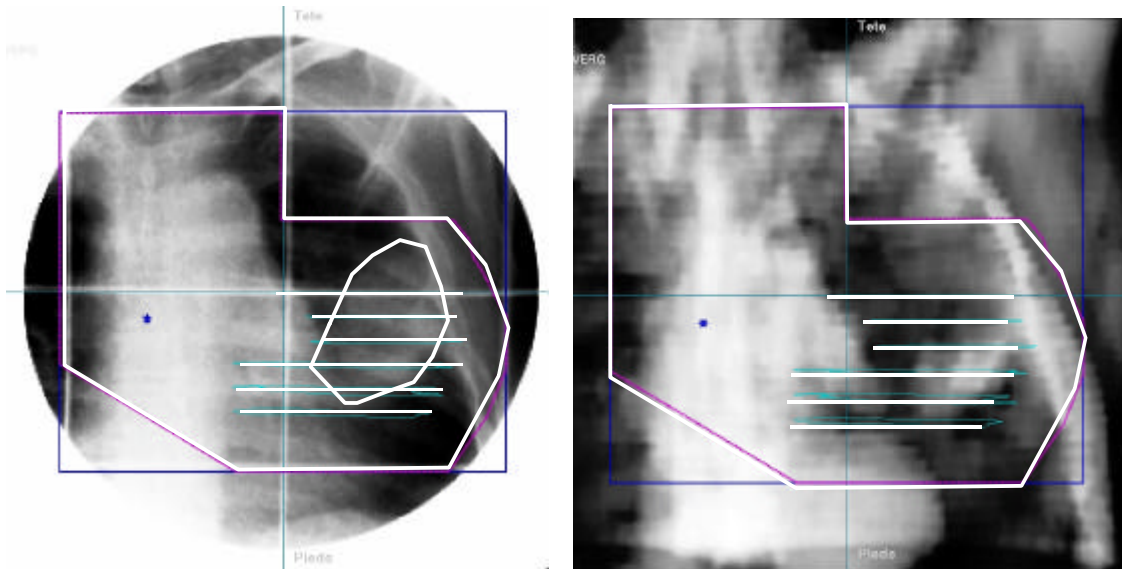


Figura 6.29. Modificación de la conformación del haz como consecuencia del análisis del movimiento por medio de una FDP.

Con estos ejemplos se ha demostrado la necesidad de realizar una corrección del tratamiento de acuerdo con los movimientos fisiológicos. El método propuesto permite realizar esta corrección sin modificar esencialmente la rutina de planificación del paciente.

.



# CAPÍTULO 7.

## Análisis y comparación de imágenes de verificación.

### 7.1 Introducción.

La precisión en radioterapia depende de la exactitud de una secuencia de etapas en las fases de planificación y administración del tratamiento. Puesto que una cadena es tan resistente como lo sea el más débil de sus eslabones, es imperativo que ninguna etapa del proceso reciba menos atención que las otras.

La verificación del tratamiento juega un papel muy importante en la cadena del tratamiento de un paciente. Como parte del conjunto de procedimientos de control global de calidad, está diseñado para detectar una variedad de errores, fallos e inexactitudes que pueden presentarse durante un tratamiento fraccionado. Los fallos son generalmente debidos a errores humanos (malas interpretaciones de las características del tratamiento) o fallos de funcionamiento, y pueden acarrear serias implicaciones si no se detectan y corrigen a tiempo. Numerosos estudios han demostrado que en la práctica clínica, se cometen errores de posicionado del paciente de hasta varios centímetros, suficiente para provocar una disminución del control local de la enfermedad y aumentar las complicaciones del tratamiento.



Los errores de tratamiento surgen cuando el cálculo o los procedimientos son menos exactos de lo que se supone y pueden ocurrir en cualquier etapa del proceso de planificación o tratamiento.

Sin considerar los errores dinámicos tenidos en cuenta en el capítulo anterior, las principales fuentes de error de un tratamiento radioterápico son:

1. Especificación de dosis

La exactitud que se requiere para especificar y suministrar la dosis prescrita al blanco ha sido estimada a partir de cambios en la probabilidad de control tumoral con la dosis. La ICRU estableció ya en 1976 [ICRU-1976] un límite del 5% de error para todo el proceso radioterápico. En tumores con un gradiente de respuesta elevado, algunos autores han establecido un límite de error del 3% [Brahme-1984, Brahme-1988], por lo que se requiere aún más exactitud en el algoritmo de cálculo de dosis, incluyendo las correcciones por heterogeneidad, bloques, cuñas y compensadores.

2. Parámetros de máquina

Los errores en el tratamiento también pueden estar provocados por una variedad de causas relacionadas con la máquina de tratamiento y sus accesorios. Algunos de ellos son inherentes a las tolerancias mecánicas de los equipos y afectan a factores tales como ángulos del estativo, altura de la mesa de tratamiento, coincidencia del haz luminoso y de radiación etc. Estos errores se minimizan imponiendo un buen programa de control de calidad sobre estos parámetros. Otra fuente de errores proviene de la mala colocación, por parte del personal que opera la máquina, de los accesorios del tratamiento (cuñas, bloques etc.) o incluso por interpretaciones erróneas de los parámetros de irradiación (ángulos, tamaños de colimador, tiempo de irradiación etc.). Muchos de estos errores se pueden evitar utilizando una doble verificación de los parámetros de irradiación previamente al tratamiento, aunque esto es muy costoso en personal y tiempo. Utilizando sistemas informáticos de registro y verificación de los parámetros de irradiación (llamados sistemas de “*record and verify*”) se evitan en gran medida estos errores, aunque se ha descrito [Leunens-1992] que el uso incontrolado de este sistema de seguridad añadido

puede incluso aumentar el número de errores cometidos en los tratamientos.

### 3. Posicionado del campo de irradiación

Se refiere a errores en el posicionamiento espacial de un campo de irradiación relativo a la anatomía del paciente o, más específicamente, relativo al volumen tumoral prescrito. Se pueden clasificar en dos tipos:

- *Errores sistemáticos*, que ocurren de forma consistente en todas las fracciones del tratamiento y deben ser subsanados tan pronto como se detecten. Pueden producirse por una incorrecta transferencia de datos desde el planificador a la máquina de tratamiento (generalmente los parámetros de irradiación se introducen por medio de teclado en las máquinas computarizadas), o por una fabricación defectuosa de bloque de protección o sistemas de inmovilización.
- *Errores aleatorios*, debidos a la dificultad inherente de colocar al paciente exactamente en la misma posición en cada fracción y dependen fuertemente de la habilidad y experiencia del operador de la máquina.

Los errores de posicionado del campo de irradiación se definen como una discrepancia entre la imagen de verificación obtenida del paciente en la máquina de tratamiento y una imagen de referencia sobre la cual se ha marcado el campo prescrito (imagen de simulador, RDR o incluso la primera imagen de verificación del tratamiento)

Las imágenes que se usan para comparar están a su vez sometidas a errores. Las RDR se obtienen a partir de un conjunto de cortes de TC que han sido adquiridos cierto tiempo antes de la puesta en marcha del tratamiento, y no se puede asumir que la anatomía del paciente (en especial las partes blandas) va a permanecer inalterada a lo largo de un tratamiento que ocupa varias semanas. El procedimiento de simulación convencional se utiliza para situar marcas sobre el paciente que van a representar los puntos de entrada de los haces. Al igual que la máquina de tratamiento, los diversos elementos del simulador, también están sometidos a tolerancias mecánicas. Las marcas sobre la piel del paciente pueden sufrir desplazamientos por estiramientos, el paciente puede adelgazar o engordar, pueden aumentar o disminuir edemas

desde la sesión de simulación al tratamiento etc. Todos estos factores incrementan en definitiva el error de posicionado del campo de irradiación.

#### 4. Inmovilización del paciente.

Varios estudios han demostrado que únicamente el uso de marcas sobre la piel del paciente no es suficiente para garantizar la correcta reproducibilidad del tratamiento, de forma que se hace necesario utilizar sistemas que inmovilicen al paciente (máscaras termoplásticas, camas de vacío, cunas alfa). Pese a estos sistemas de inmovilización, numerosos estudios ([Huizenga-1988; Thornton-1991] entre otros) revelan la existencia de movimientos del paciente del orden de 3-4 mm.

La *verificación portal*, en la cual se obtiene una imagen del paciente por transmisión (fotografía) justo antes o durante el curso de la irradiación, se utiliza para comprobar el tratamiento que se va a administrar coincide con el planificado, y que no se produzcan modificaciones significativas en la posición del paciente o los haces en el posicionamiento diario a lo largo de las sesiones de tratamiento.

Las imágenes de verificación se obtienen de forma tradicional mediante la impresión de películas radiográficas específicas para alta energía.

Se pueden usar tres tipos de radiografías portales:

➤ Radiografía de localización

Adquirida durante un breve instante de tiempo (algunas unidades de monitor), se procesa y examina antes de suministrar el resto del tratamiento. Aunque este procedimiento permite la identificación y corrección de los errores de posicionamiento más evidentes, el procedimiento es demasiado largo e inviable para su uso rutinario en cada fracción del tratamiento

➤ Radiografía de verificación

Se realiza con una película menos sensible que la anterior que se expone durante toda la fracción del tratamiento, causando una interferencia mínima con la carga de trabajo diaria. El problema es que los errores detectados sólo pueden corregirse en la siguiente sesión de tratamiento, y la

imagen puede resultar excesivamente borrosa si el paciente se mueve durante la irradiación

➤ Radiografía de doble exposición

Se realiza una exposición de un haz grande, sin protecciones, seguida por la exposición del campo protegido que se quiere comprobar. Presenta la ventaja de que se pueden identificar más fácilmente las características anatómicas del paciente, pero presenta el inconveniente de que se irradia un volumen grande de tejido sano, por lo que esta práctica queda limitada por la tolerancia del tejido sano circundante.

Esta técnica radiográfica presenta varios inconvenientes:

- De forma inherente al proceso físico de obtención de estas imágenes, éstas son de baja calidad, debido a su bajo contraste y la gran cantidad de radiación secundaria que impresiona la película, como se comprueba en la figura 7.1.

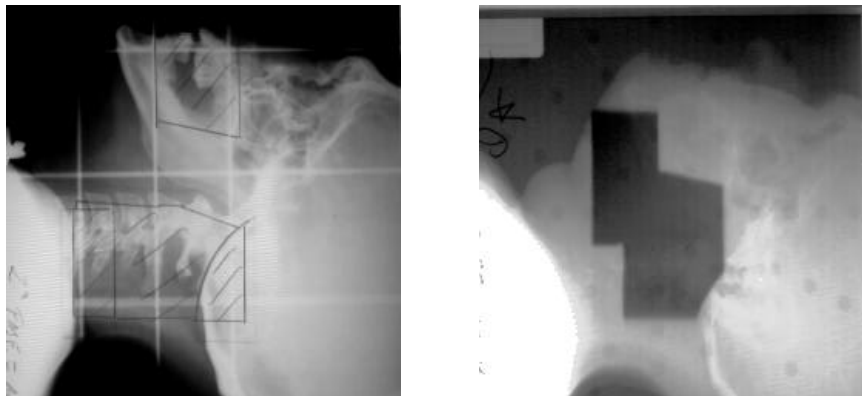


Figura 7.1. Radiografía de simulación y fotografía de un campo de irradiación.

- Las imágenes no se obtienen en tiempo real. Las películas radiográficas deben ser retiradas de la sala de tratamiento y reveladas en una estancia separada, lo que implica una considerable cantidad de tiempo (varios minutos) para poder comenzar a inspeccionar su contenido que impide su uso para corregir eficientemente la posición del paciente previa al tratamiento.
- La información es analógica: las comparaciones con radiografías de simulación o RDR sólo pueden ser cualitativas. Este inconveniente puede disminuirse digitalizando las fotografías, bien mediante un escáner de

transparencias, bien mediante una cámara CCD. Posteriormente, la imagen puede ser sometida a cualquier tratamiento digital que mejore su contraste (figura 7.2) y permita realizar comparaciones cuantitativas con las imágenes de referencia.

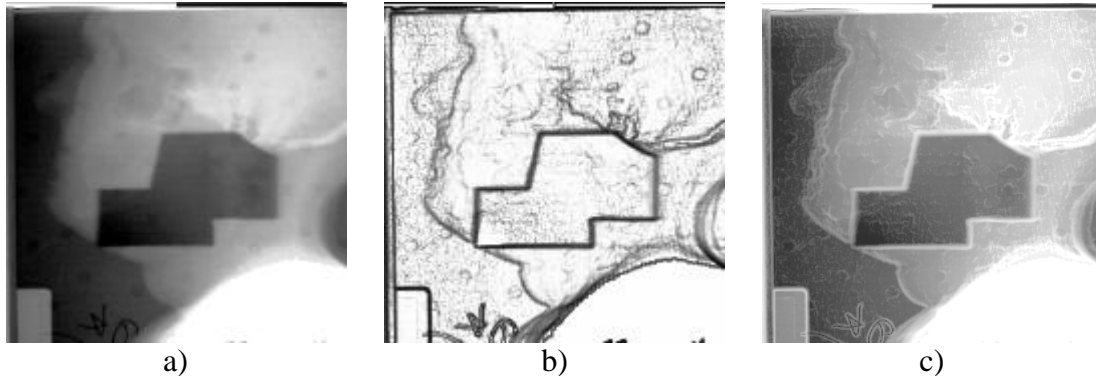


Figura 7.2. Procesado con ATW de una fotografía digitalizada. Sobre la imagen original (a) se extraen los bordes mediante un filtro de Sobel seguido por una ecualización hiperbólica (b). La imagen procesada se suma a la original para proporcionar una fotografía de contraste mejorado (c).

- La película es material fungible, y por tanto no amortizable.
- Proceso contaminante.

Las fotografías han sido el único medio de verificación existente durante muchos años. Actualmente, las técnicas de visión portal electrónica “*on-line*” están siendo cada vez más empleadas y ofrecen interesantes facilidades de detección, cuantificación y corrección de errores de tratamiento.

Se ha desarrollado una gran cantidad de detectores digitales para solucionar parte de estas limitaciones. Las imágenes digitales no sólo abren posibilidades en cuanto a comparaciones cuantitativas con las imágenes de referencia sino que admiten preprocesado (ventanas, ecualizaciones) para mejorar el escaso contraste y se pueden adquirir en tiempo real, permitiendo actuaciones correctivas antes del tratamiento.

Queda claro pues que, aunque todas las fuentes de error antes mencionadas estén lo mejor controladas posibles, siempre existirán errores que provoquen discrepancias entre el tratamiento planificado y el realmente suministrado al paciente. Asegurar el correcto funcionamiento de las máquinas

de tratamiento dentro de sus límites de tolerancia, y establecer sistemas de verificar que los parámetros de irradiación coinciden con los planificados, no son medidas suficientes para asegurar que el tratamiento es correcto.

Siempre será necesario realizar una última verificación a través de imágenes portales del tratamiento.

## 7.2 Comparación entre imágenes.

### 7.2.1 Métodos cualitativos:

1) Comparación *Side-by-side*. Este método se basa en representar las imágenes que se desean comparar una al lado de la otra, de forma que se pueden visualizar simultáneamente. Las diferencias más grandes entre las imágenes (rotaciones, ausencia o desplazamiento de bloques de protección) se detectan con facilidad. Este método de comparación es el único posible con imágenes analógicas.

2) *Movimiento*. El ojo humano es muy sensible al movimiento de los objetos. Para comparar un conjunto de imágenes secuenciadas en el tiempo, éstas se agrupan y se visualizan repetidamente en la misma posición de pantalla, generando una película. Las diferencias entre estructuras anatómicas o bordes del campo se detectan fácilmente. Se utiliza para comparar imágenes de verificación del mismo paciente en diferentes días. Tiene el inconveniente de que los errores se detectan después de suministrado el tratamiento.

3) *Composiciones en falso color*. Se genera una imagen en falso color en la que un canal se ocupa con la imagen de referencia (Rojo, p.e.) y otro por la imagen a comparar (Azul, p.e.). La aparición de colores en la imagen permite detectar fácilmente aquellas zonas donde ha habido cambios.

### 7.2.2 Métodos cuantitativos:

1) *Medida de distancias y ángulos.* Convencionalmente, las imágenes de verificación y simulación se comparan utilizando una regla y un transportador en una comparación simultánea, en la que hay que tener en cuenta las distintas magnificaciones o giros de las dos películas. De forma digital, estas herramientas resultan mucho más rápidas de utilizar.

2) *Diferencia entre imágenes.* En imágenes obtenidas con el mismo sensor (p.e. dos fotografías), la diferencia numérica en valor absoluto realizada píxel a píxel nos proporciona información sobre las discrepancias entre ambas.

Abordaremos el problema de la comparación entre imágenes en dos situaciones completamente distintas:

1. Comparación entre imágenes de simulación (Radiografía analógica o digital, RDR) y verificación (fotografía analógica o digital). Las imágenes a comparar provienen de sensores distintos y presentan una gran diferencia de calidad y posiblemente estén sometidas a variaciones geométricas no lineales. Además el tamaño y relación de aspecto de los píxeles de ambos tipos de imágenes no coinciden.

2. Comparación entre imágenes sucesivas de verificación (tomadas en distintas fracciones del tratamiento) o de simulación (radiografías de simulación tomadas en distintos momentos del tratamiento). Las imágenes a comparar se obtienen con el mismo sistema de captura y por tanto son comparables en todos los sentidos (calidad de imagen y propiedades geométricas) y hay ausencia de variaciones geométricas no lineales.

### 7.3 Comparación entre imágenes de simulación y verificación.

La comparación de imágenes en la primera sesión de tratamiento es lenta y debe ser exhaustiva. Se trata de imágenes que vienen de distintos sensores, y una la imagen de verificación es poco contrastada (incluso las obtenidas por sistemas electrónicos).

Pueden existir importantes cambios geométricos entre ellas. En el mejor de los casos, un *cambio de escala*, ya que la imagen de verificación no tiene por qué haber sido adquirida a la misma distancia fuente placa que la de simulación. En el caso de RDR, la distancia foco-placa se puede ajustar a voluntad, por lo que, a priori, no deben existir cambios de escala entre una RDR y una imagen de electrónica de verificación.

En el caso de imágenes analógicas de verificación encontramos además cambios de *perspectiva y giros*, ya que no es habitual que existan sistemas de enganche solidarios a la máquina.

Incluso en el mejor de los casos (RDR y EPID coincidentes geoméricamente), la comparación entre imágenes es difícil, subjetiva y sin resultado documental. En [Evans-1992] se resumen los sistemas de comparación más extendidos.

La gran diferencia de calidad entre estos tipos de imágenes no permite una comparación cuantitativa basada en operaciones numéricas entre sus respectivos píxeles (diferencia entre imágenes, p.e.), por lo que hay que recurrir necesariamente a aproximaciones clásicas del tipo de observación *side-by-side*. La utilización de imágenes en formato digital permite eliminar previamente variaciones geométricas (magnificaciones, giros etc.) que puedan confundir al observador.

Como método general de comparación de imágenes de simulación y verificación, se ha desarrollado un procedimiento interactivo de corrección geométrica y superposición de imágenes que evita las imprecisiones subjetivas



de comparación, integrado en el sistema de tratamiento de imágenes ATW.

En el sistema de comparación desarrollado, las imágenes de referencia y verificación pueden provenir de sistemas distintos. En el caso de la imagen de simulación, ésta puede consistir en una radiografía de simulador digitalizada, una imagen de escopia digital o una radiografía digitalmente reconstruida (RDR) por el planificador. La imagen de verificación puede obtenerse digitalizando una película de verificación o a partir de un sistema de imagen digital. Los tamaños de las imágenes a comparar pueden ser distintos, así como su profundidad de digitalización (8 ó 16 bits por píxel).

### 7.3.1 Corrección de deformaciones geométricas lineales.

El método más inmediato de corrección geométrica supone que la deformación sufrida por la imagen de verificación se puede descomponer en:

- 1) un *giro* de un ángulo arbitrario  $\theta$ , de forma que cada punto de la imagen de verificación  $(x',y')$  se traslada una cantidad que viene dada por

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\text{sen} \theta \\ \text{sen} \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{Ec. 7.1}$$

- 2) un *desplazamiento* arbitrario en ambos ejes que viene dado por

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = T \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_t \\ y_t \end{pmatrix} \quad \text{Ec. 7.2}$$

- 3) un *cambio de escala* (magnificación). Una variación de la escala en un factor  $m$ , viene dada por:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_x & 0 \\ 0 & m_y \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad \text{Ec. 7.3}$$

De esta forma, cada punto de la imagen de verificación  $P'$  se obtiene a partir de la imagen de simulación  $P$  a partir de los operadores de Rotación  $R$ , Translación  $T$  y Escala  $M$ :

$$P' = (R T M) P \quad \text{Ec. 7.4}$$

Las distintas operaciones geométricas incluidas en ATW (giro,

desplazamiento, inversión, trasposición y remuestreo de imagen) permite modificar una imagen interactivamente hasta que pueda superponerse a la imagen de referencia.

### **7.3.2 Corrección geométrica de deformaciones no lineales.**

No puede descartarse que entre una imagen y otra pueda haber variaciones por perspectiva, especialmente en el caso de películas digitalizadas con cámara CCD o de fotografías adquiridas con soportes no isocéntricos. Incluso es posible la aparición de otras deformaciones no lineales (p.e. deformaciones debidas al campo magnético terrestre en el caso de capturas con cámaras tipo vidicón, ver capítulo 3) que no pueden corregirse utilizando una descomposición en deformaciones lineales.

Supongamos una transformación geométrica general, en la que cada píxel de la imagen original con coordenadas  $(u,v)$ , sin deformar, tiene unas coordenadas en el espacio de la imagen deformada de la forma:

$$\begin{aligned}x &= X(u,v) \\ y &= Y(u,v)\end{aligned}\tag{Ec. 7.5}$$

para obtener las coordenadas correctas de la imagen deformada, se necesita calcular la transformación inversa de (7.5), denominada función de registrado:

$$\begin{aligned}u &= U(x,y) \\ v &= V(x,y)\end{aligned}\tag{Ec. 7.6}$$

Cuando la función de transformación es desconocida (y no puede por tanto descomponerse en transformaciones lineales), siempre se pueden estimar las posiciones corregidas de la imagen deformada a través de un ajuste polinómico [Gonzalez-1997]:

$$\begin{aligned}u &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 + \dots \\v &= b_0 + b_1x + b_2y + b_3x^2 + b_4xy + b_5y^2 + \dots\end{aligned}\tag{Ec. 7.7}$$

En notación vectorial, esta transformación queda de la forma:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_0 & a_1 & a_2 & a_3 & a_4 & a_5 \\ b_0 & b_1 & b_2 & b_3 & b_4 & b_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \\ x^2 \\ xy \\ y^2 \end{bmatrix}\tag{Ec. 7.8}$$

donde nos hemos limitado al caso de segundo orden, aunque son posibles polinomios de orden más alto.

Para una transformación de primer orden (índices 0, 1 y 2), los coeficientes del polinomio pueden identificarse fácilmente con transformaciones lineales:

- a) Las posibles traslaciones quedan determinadas por los coeficientes  $(a_0, b_0)$ .
- b) La magnificación, en cada eje viene dada por los coeficientes  $a_1, b_1$
- c) El giro por los coeficientes  $a_2, b_2$ .

Los coeficientes de orden superior no tienen una interpretación geométrica sencilla. Generalmente, los polinomios de segundo orden y superior se utilizan para compensar distorsiones espaciales provocadas por el sistema generador de imagen (deformaciones en barril o mariposa, p.e., habituales en cámaras electrónicas o deformaciones por efecto del campo magnético terrestre típicas de los intensificadores de imagen, como se muestra en el capítulo 3).

Generalizando el problema, una imagen ideal  $F(x,y)$  sufre una deformación de origen desconocido, de forma que la imagen observada a través del sistema captador es de la forma  $O(u,v)$ . El objetivo de una corrección

geométrica genérica es obtener la imagen no deformada  $\hat{F}(x, y) \approx F(x, y)$  a partir de la imagen deformada  $O(u, v)$  sin disponer de información *a priori* del origen o tipo de la deformación.

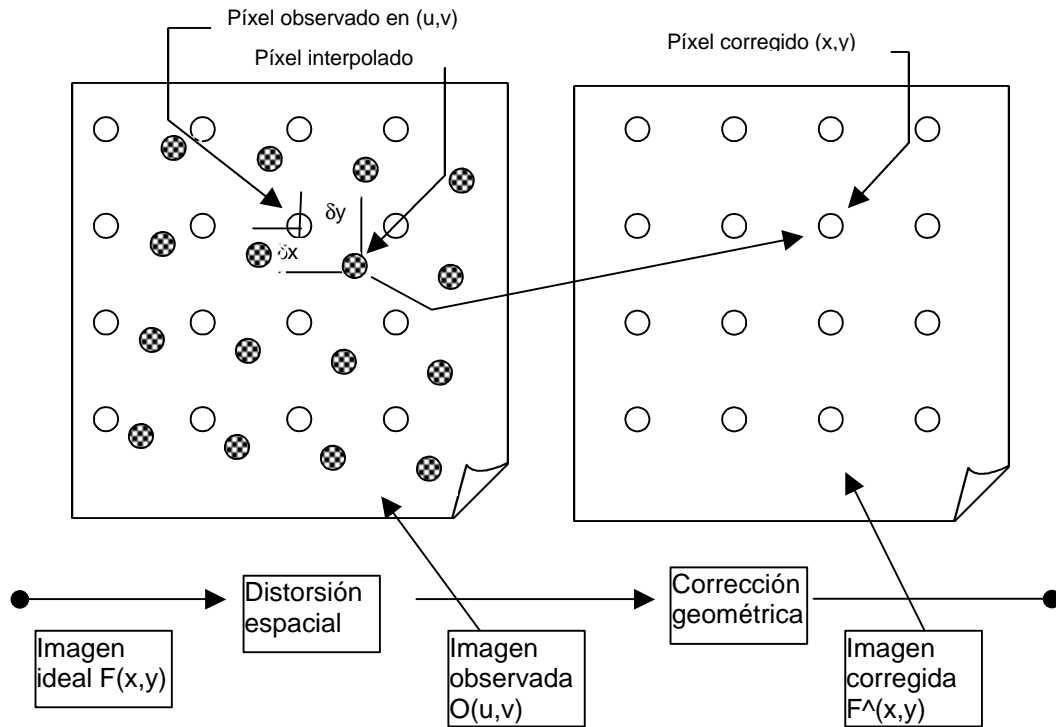


Figura 7.3. Representación del proceso de corrección geométrica

Supongamos que la transformación entre el espacio de la imagen ideal y el espacio deformado viene dado por

$$\begin{aligned} u &= O_u\{x, y\} \\ v &= O_v\{x, y\} \end{aligned} \tag{Ec. 7.9}$$

siendo  $O_u\{x, y\}$  y  $O_v\{x, y\}$  dos funciones de transformación que reproducen el proceso físico de deformación. Si dichas funciones son conocidas, entonces la ecuación 6.9 puede invertirse para obtener la función de corrección adecuada. Si las funciones son desconocidas (como en el caso de un intensificador de imagen), deben considerarse como una estimación de la función física de deformación, parametrizada a través de una serie de coeficientes  $\{a_i, b_i\}$ . Estos coeficientes se calculan de forma que minimicen el error cuadrático medio entre

un conjunto de coordenadas de puntos observados en el espacio deformado  $\{u,v\}$  y las estimaciones polinómicas  $\{u',v'\}$  de un conjunto de puntos conocidos  $\{x,y\}$  en el espacio sin deformar. Estos puntos, cuya posición se conoce en ambas imágenes, con y sin deformación, se denominan **puntos de control**. Para un conjunto M de puntos, se trata obtener un conjunto de coeficientes de polinomio para minimizar

$$\mathbf{e} = \sum_{m=1}^M \|p'_m - p_m\|^2 \quad \text{Ec. 7.10}$$

Siguiendo el formalismo descrito en Pratt [Pratt-1991], podemos escribir las coordenadas de los puntos de control en el espacio observado (deformado) en forma vectorial:

$$\begin{aligned} \mathbf{u}^T &= [u_1, u_2, \dots, u_M] \\ \mathbf{v}^T &= [v_1, v_2, \dots, v_M] \end{aligned} \quad \text{Ec. 7.11}$$

y los coeficientes del polinomio:

$$\begin{aligned} \mathbf{a}^T &= [a_0, a_1, \dots, a_5] \\ \mathbf{b}^T &= [b_0, b_1, \dots, b_5] \end{aligned} \quad \text{Ec. 7.12}$$

el error cuadrático medio de la estimación puede expresarse de forma compacta como:

$$\mathbf{e} = (\mathbf{u} - \mathbf{Aa})^T (\mathbf{u} - \mathbf{Aa}) + (\mathbf{v} - \mathbf{Ab})^T (\mathbf{v} - \mathbf{Ab}) \quad \text{Ec. 7.13}$$

siendo

$$A = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1^2 & x_1 y_1 & y_1^2 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2^2 & x_2 y_2 & y_2^2 \\ \vdots & & & & & \vdots \\ 1 & x_M & y_M & x_M^2 & x_M y_M & y_M^2 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 7.14}$$

La solución del sistema se obtiene por tanto, despejando las ecuaciones

$$\begin{aligned} u &= Aa \Rightarrow A^{-1}u = a \\ v &= Ab \Rightarrow A^{-1}v = b \end{aligned} \quad \text{Ec. 7.15}$$

En el caso de una matriz cuadrada, un sistema del tipo  $\mathbf{u}=\mathbf{Aa}$  se resuelve de forma que se obtienen los  $Q \times 1$  valores de la incógnita  $\mathbf{a}$  en función de los  $P \times 1$  valores del vector de valores observados  $\mathbf{u}$  de la forma:

$$\mathbf{a} = A^{-1}\mathbf{u} \quad \text{Ec. 7.16}$$

siempre y cuando la matriz inversa de  $\mathbf{A}$  exista (su determinante sea distinto de cero).

Cuando la matriz  $\mathbf{A}$  no es cuadrada, como es el caso que nos ocupa, la solución del sistema se obtiene utilizando un **operador pseudoinverso**  $\mathbf{A}^+$ , al no poder calcularse la inversa de la matriz  $\mathbf{A}$  [Zwillinger-1996]:

$$\mathbf{a}' = \mathbf{A}^+\mathbf{u} \quad \text{Ec. 7.17}$$

Si existe una única solución del sistema, el operador pseudoinverso apropiado proporciona una estimación perfecta del resultado, en el sentido de que  $\mathbf{a}'=\mathbf{a}$ , pudiéndose obtener los coeficientes del polinomio sin error a partir de los puntos observados. Si existen varias soluciones al sistema, el operador pseudoinverso puede utilizarse para determinar una solución óptima. Finalmente, si no existe dicha solución óptima para el sistema, dicho operador proporciona la mejor estimación posible del resultado en el sentido del error cuadrático medio.

Un operador pseudoinverso adecuado para la resolución de estos sistemas es la **inversa generalizada**,  $A^-$ , ya que es única.

Si un sistema de ecuaciones del tipo  $u=Aa$  es sobredeterminado (tiene más observaciones  $u$  que incógnitas  $a$  y por tanto su dimensión  $P>Q$ ), el rango de la matriz  $A$  es  $Q$  y la inversa generalizada se expresa como:

$$A^- = (A^T A)^{-1} A^T \quad \text{Ec. 7.18}$$

La solución al problema de corrección geométrica propuesto consiste entonces en calcular los coeficientes del polinomio, de orden  $N=2$  en el caso actual, a partir de las ecuaciones

$$\begin{aligned} a &= A^- u \\ b &= A^- v \end{aligned} \quad \text{Ec. 7.19}$$

El polinomio puede extenderse a órdenes  $N>2$  para obtener un grado de aproximación mayor. Con polinomios de orden superior, surgen problemas de exactitud al calcular la inversa generalizada, en función del algoritmo de cálculo empleado. Para la mayoría de las aplicaciones, un polinomio de segundo orden es suficiente [Pratt-1991].

El cálculo de la matriz pseudoinversa debe realizarse por métodos numéricos. El método de cálculo elegido ha sido el de descomposición  $LU^1$  de matrices (método de Crout o Cholesky) [Press-1989].

Este método propone la descomposición de la matriz que se quiere invertir en dos matrices de forma que  $LU=A$ , donde  $L$  es una triangular inferior (sólo tiene elementos en la diagonal y debajo de ella) y  $U$  es una diagonal superior (sólo tiene elementos en la diagonal y por encima de ella).

En el caso de una matriz  $4 \times 4$  la descomposición  $LU$  sería de la forma

---

<sup>1</sup> Del inglés *Lower triangular-Upper triangular* (triangular inferior-triangular superior).

$$\begin{bmatrix} \mathbf{a}_{11} & 0 & 0 & 0 \\ \mathbf{a}_{21} & \mathbf{a}_{22} & 0 & 0 \\ \mathbf{a}_{31} & \mathbf{a}_{32} & \mathbf{a}_{33} & 0 \\ \mathbf{a}_{41} & \mathbf{a}_{42} & \mathbf{a}_{43} & \mathbf{a}_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{b}_{11} & \mathbf{b}_{12} & \mathbf{b}_{13} & \mathbf{b}_{14} \\ 0 & \mathbf{b}_{22} & \mathbf{b}_{23} & \mathbf{b}_{24} \\ 0 & 0 & \mathbf{b}_{33} & \mathbf{b}_{34} \\ 0 & 0 & 0 & \mathbf{b}_{44} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_{11} & \mathbf{a}_{12} & \mathbf{a}_{13} & \mathbf{a}_{14} \\ \mathbf{a}_{21} & \mathbf{a}_{22} & \mathbf{a}_{23} & \mathbf{a}_{24} \\ \mathbf{a}_{31} & \mathbf{a}_{32} & \mathbf{a}_{33} & \mathbf{a}_{34} \\ \mathbf{a}_{41} & \mathbf{a}_{42} & \mathbf{a}_{43} & \mathbf{a}_{44} \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 7.20}$$

La descomposición de este tipo se puede utilizar para resolver el sistema de ecuaciones de la forma

$$A \cdot a = (L \cdot U) \cdot a = L \cdot (U \cdot a) = u \quad \text{Ec. 7.21}$$

resolviendo primero  $\mathbf{L}\mathbf{y}=\mathbf{u}$  y posteriormente  $\mathbf{U}\mathbf{a}=\mathbf{y}$ , con la ventaja de que la solución de un sistema triangular de ecuaciones puede realizarse por sustitución directa de forma que

$$y_1 = \frac{u_1}{\mathbf{a}_{11}}$$

$$y_i = \frac{1}{\mathbf{a}_{ii}} \left[ b_i - \sum_{j=1}^{i-1} \mathbf{a}_{ij} u_j \right], i = 2, 3, \dots, M \quad \text{Ec. 7.22}$$

y

$$a_M = \frac{y_M}{\mathbf{b}_{MM}}$$

$$a_i = \frac{1}{\mathbf{b}_{ii}} \left[ y_i - \sum_{j=i+1}^M \mathbf{b}_{ij} a_j \right], i = M - 1, M - 2, \dots, 1 \quad \text{Ec. 7.23}$$

El método de descomposición LU permite calcular de forma eficiente tanto la inversa como el determinante de una matriz. Este método puede dar estimaciones incorrectas por desbordamiento del rango dinámico de las operaciones de punto flotante del procesador. Este inconveniente se resuelve por ejemplo utilizando logaritmos de los valores absolutos de los elementos de la matriz, guardando los signos por separado.

La máxima precisión del resultado está condicionada por la precisión de las operaciones de coma flotante del procesador. Para sistemas grandes de



ecuaciones los errores de redondeo se acumulan hasta provocar que la matriz que se debe invertir sea casi singular [Press-1989]. Para paliar estos errores de redondeo, se pueden utilizar procesos de mejora iterativa de los resultados.

Supongamos que el vector  $\mathbf{a}$  es la solución exacta del sistema

$$\mathbf{A} \mathbf{a} = \mathbf{u} \quad \text{Ec. 7.24}$$

El resultado del cálculo nos proporciona una aproximación del resultado,  $\mathbf{a} + \delta\mathbf{a}$ , de la que desconocemos el error  $\delta\mathbf{a}$ .

Cuando esta solución aproximada se multiplica por la matriz  $\mathbf{A}$ , obtenemos un producto ligeramente distinto del esperado:

$$\mathbf{A} (\mathbf{a} + \delta\mathbf{a}) = \mathbf{u} + \delta\mathbf{u} \quad \text{Ec. 7.25}$$

de forma que restando (7.24) de (7.25) obtenemos

$$\mathbf{A} \delta\mathbf{a} = \delta\mathbf{u} \quad \text{Ec. 7.26}$$

La ecuación 7.25 puede resolverse para  $\delta\mathbf{u}$  de forma trivial:  $\delta\mathbf{u} = \mathbf{A} (\mathbf{a} + \delta\mathbf{a}) - \mathbf{u}$

Sustituyendo esta solución en la ecuación 7.25 obtenemos

$$\mathbf{A} \delta\mathbf{a} = \mathbf{A} (\mathbf{a} + \delta\mathbf{a}) - \mathbf{u} \quad \text{Ec. 7.27}$$

En esta ecuación, la parte de la derecha es conocida, ya que  $\mathbf{a} + \delta\mathbf{a}$  es la solución errónea que habíamos obtenido. Por lo tanto, sólo necesitamos resolver de nuevo la ecuación para obtener el error  $\delta\mathbf{a}$  y posteriormente restarlo de la solución aproximada que habíamos obtenido para conseguir una solución mejorada.

Una vez determinados los coeficientes del polinomio, la función de registrado se aplica en todos los puntos de la imagen deformada, obteniéndose

así la posición corregida de cada uno de los píxeles de la imagen. Los puntos intermedios que no coinciden con posiciones de coordenadas enteras se generan por interpolación de los valores originales.

Los polinomios utilizados en esta Tesis para efectuar la corrección geométrica son del tipo:

$$u = \sum_{j=0}^m x^j \sum_{k=0}^m p_{j,k} y^k$$
$$v = \sum_{j=0}^m x^j \sum_{k=0}^m q_{j,k} y^k$$

Ec. 7.28

de forma que las coordenadas  $\{u,v\}$  de la imagen deformada son función de las coordenadas  $\{x,y\}$  de la imagen sin deformar, a través de los coeficientes  $\{p,q\}$ , siendo  $m$  el orden del polinomio. Nótese que los coeficientes  $\{p,q\}$  son una reordenación de  $\{a,b\}$ . El número de coeficientes generado es  $2(m+1)^2$ , valor que nos indica además el mínimo número de puntos de control que se necesitan para realizar la corrección.

Obsérvese que para corregir una imagen con una deformación no lineal utilizando un polinomio de orden  $m=2$  se necesitan al menos 9 puntos de control.

Los puntos de control se establecen interactivamente sobre la imagen de simulación por medio del dispositivo de señalización del ordenador, coincidiendo con referencias anatómicas identificables en ambas imágenes. El modo de funcionamiento se puede encontrar en el Libro 2.

El método de corrección geométrica basado en el ajuste polinómico de conjuntos de puntos de control es universal y puede aplicarse a diversos problemas geométricos.

### 7.3.2.1 Aplicación a la corrección de la deformación del intensificador de imagen.

Un caso especialmente interesante es la corrección de las deformaciones presentes en las imágenes captadas por un intensificador de imagen y que son producidas por el efecto combinado de su curvatura y del campo magnético terrestre. Como se ha expuesto en el capítulo 3 de esta Tesis, la deformación sufrida por la imagen es no lineal en sus dos dimensiones. Para cuantificar esta deformación se ha fabricado una plancha de aluminio en la que se ha practicado una serie de orificios de 1.5 mm de diámetro con una separación entre centros de 1 cm dispuestos en forma de rejilla cuadrangular. La imagen obtenida de este objeto queda visiblemente deformada por el intensificador de imagen (figura 7.4).

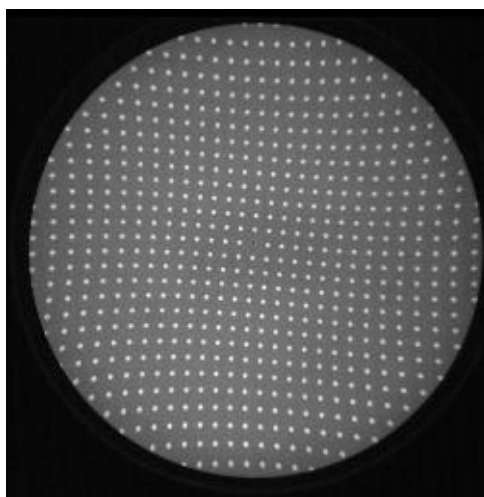


Figura 7.4. Deformación geométrica de un intensificador de imagen.

Esta deformación puede llegar a tener efectos drásticos cuando se necesita extraer información geoméricamente correcta a partir de estas imágenes, como por ejemplo, en técnicas geoméricamente críticas como la radiocirugía [Pifarré-1999]. El efecto de estas deformaciones sobre un maniquí de calibrado geométrico diseñado para grafía lo ilustra adecuadamente (figura 7.5):

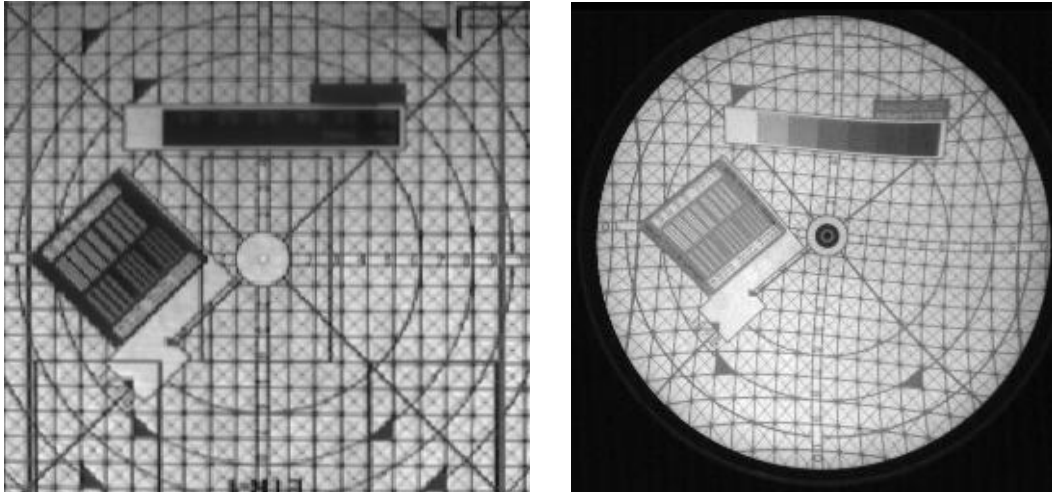


Figura 7.5. Deformación de un test geométrico debida al intensificador de imagen. La imagen de la izquierda corresponde al objeto test sin deformar, y la imagen de la derecha es dicho objeto visto a través de sistema de escopia del simulador.

Otros autores han abordado el problema modelizando matemáticamente el efecto de la curvatura del intensificador [Chakraborty-1987; Rudin-1991; Boone-1991] o han propuesto modelos de corrección digital específicos para este problema [Roselló-1999].

Una deformación de este tipo no puede descomponerse en transformaciones simples, de forma que su corrección debe abordarse desde la perspectiva aquí expuesta.

Debido a la patente no linealidad de la deformación, el ajuste polinómico requiere la localización de puntos de control distribuidos uniformemente por toda la imagen. La determinación de las coordenadas correctas de los puntos de la imagen 7.4 puede llegar a ser extremadamente complicada, ya que hay zonas de la imagen donde éstos llegan a desplazarse una cantidad comparable con la separación entre filas (o columnas) de puntos de referencia (figura 7.6).

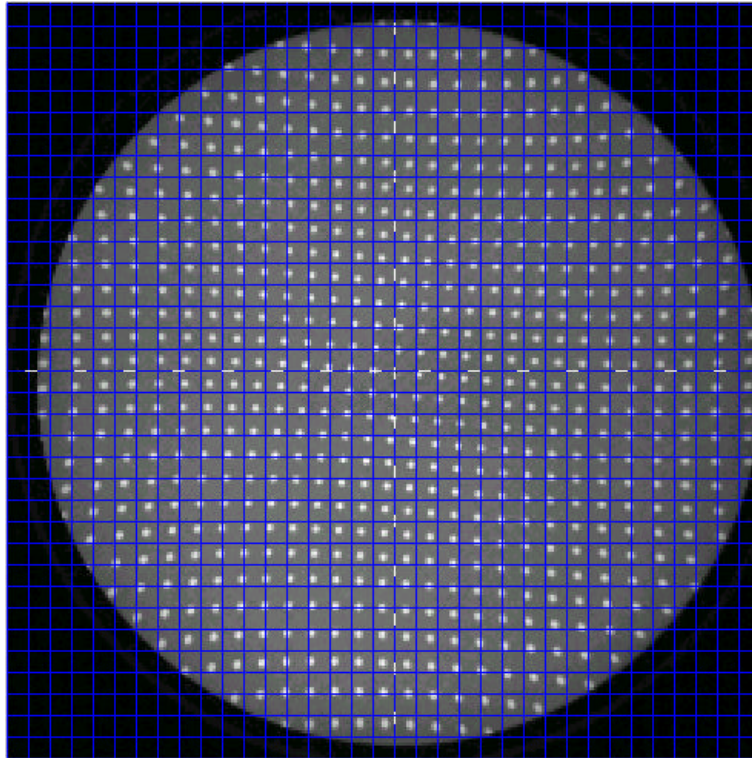


Figura 7.6. Imagen deformada con una rejilla rectangular superpuesta para evaluar la magnitud de la deformación.

La superposición de una rejilla digital sobre la imagen deformada (figura 7.6) muestra claramente la dificultad de encontrar de forma manual la posición sin deformar de cada uno de los puntos.

La localización de los puntos de control se realiza por software de la siguiente manera:

- a) En primer lugar se procede a una binarización de la imagen deformada. El valor de umbralización se obtiene calculando el valor medio de la imagen dentro del círculo del intensificador. Los puntos de la imagen cuyo valor sea menor que la media de esta zona se ponen a cero. Los puntos con valor superior o igual a la media se ponen a 255 (imagen binaria), mientras que en una copia en memoria de la imagen original, los puntos con valor superior o igual a la media conservan su valor original (imagen segmentada).
- b) Una vez obtenida las imágenes binaria y segmentada, se define una región rectangular con un lado igual a una cuarta parte de la separación entre dos

orificios consecutivos. Se comienza a recorrer la imagen binaria por filas y columnas hasta encontrar un punto distinto de cero. Sobre el punto localizado se centra la región rectangular. Dado el tamaño de los huecos y la separación entre ellos, esta región contendrá la imagen completa de un solo orificio. Las coordenadas del centro del orificio localizado se calculan utilizando la imagen segmentada. Dentro de la región rectangular se calcula el centro de masas del objeto (y no su centro geométrico), definido como

$$x_{CM} = \frac{1}{N} \sum_i DC_i x_i$$

$$y_{CM} = \frac{1}{N} \sum_i DC_i y_i$$

Ec. 7.29

(donde  $DC_i$  es el valor de gris de cada uno de los puntos contenidos en la región y  $N$  el número total de puntos distintos de cero dentro de la región) y que coincide con la zona más brillante de la imagen del orificio. De esta forma se contempla el ensanchamiento de los puntos debido a la divergencia del haz en la localización de las coordenadas del punto de control, especialmente en los extremos del intensificador. Una vez calculado el centro de masas del punto de control, se memorizan sus coordenadas y se pone a cero el contenido de la región en ambas imágenes. El proceso de búsqueda de puntos de control sigue hasta finalizar la imagen. Con este procedimiento obtenemos las coordenadas deformadas de los puntos de control.

c) Por último queda calcular las coordenadas reales, sin deformar, de todos los puntos encontrados anteriormente. Puesto que se conoce la disposición geométrica de los orificios y su separación real, se procede de la siguiente manera: la imagen se divide en cuadrantes con el vértice común en el punto central, que es el único para el que se asume que no experimenta deformación (figura 7.7).

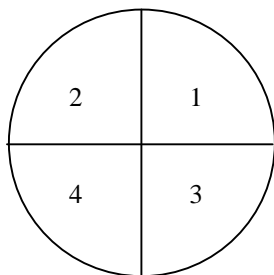


Figura 7.7. Cuadrantes de búsqueda automática de puntos de control.

Se comienza a recorrer cada cuadrante en franjas de una anchura igual a la mitad de la distancia entre orificios, con base en el punto de búsqueda. El proceso se esquematiza en la figura 7.8.

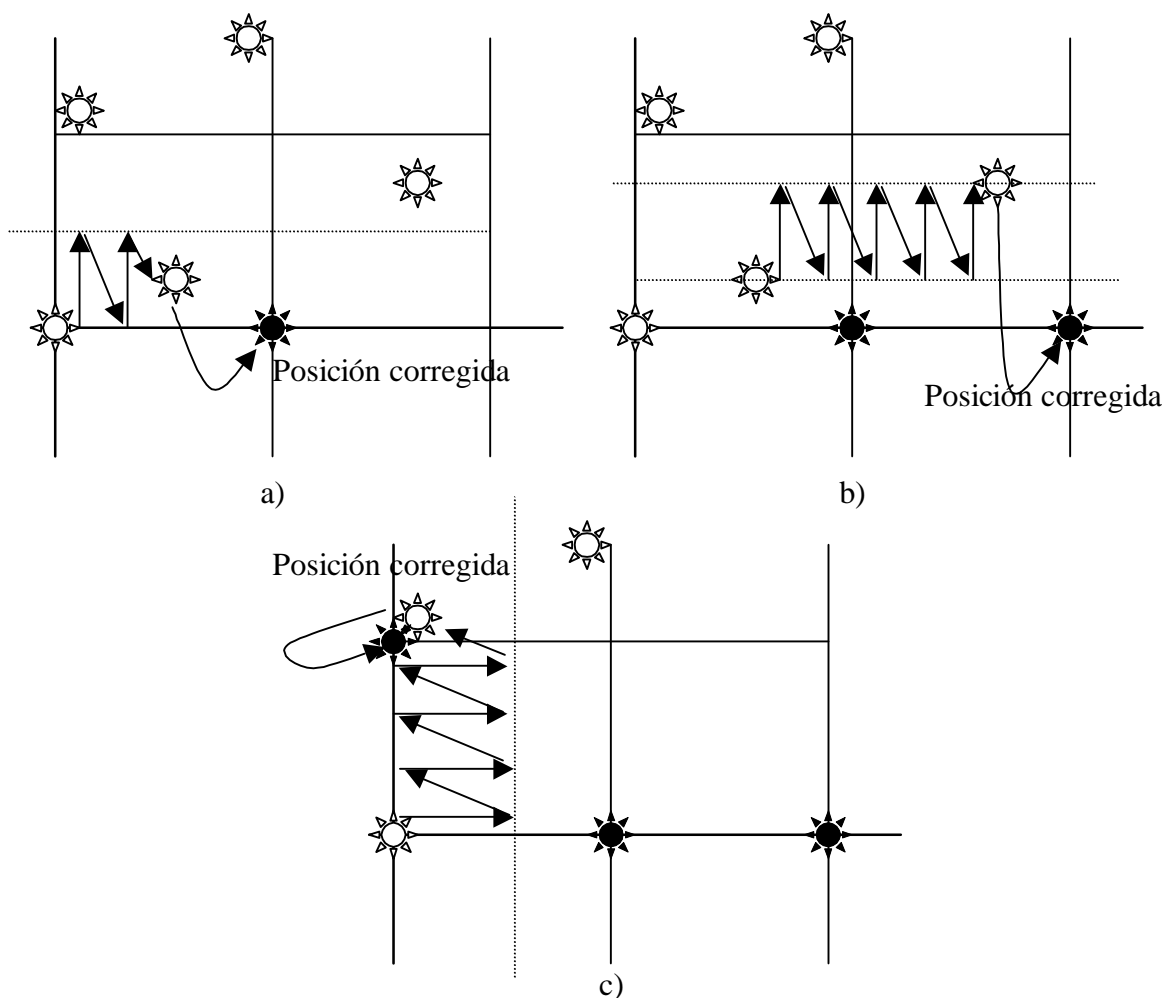


Figura 7.8. Localización de las coordenadas reales de los puntos de control (cuadrante 1).

Partiendo del punto central se recorre en zig-zag una franja de la imagen de la anchura especificada, hasta que se encuentra un punto distinto de cero.

Puesto que se está recorriendo la imagen por cuadrantes ordenados, la posición real del punto localizado es conocida (figura 7.8a). Tras localizar un punto, se modifica la posición de la base de la franja de búsqueda y se continúa hasta el siguiente punto (figura 7.8b). Una vez localizados todos los puntos correspondientes a la fila central de la imagen, se procede a buscar el primer punto de la fila superior (o inferior, según el cuadrante) de forma similar (figura 7.8c). A partir de este punto, se recorre la fila en cuestión utilizando el sistema esquematizado en las figuras 7.8a y 7.8b). Con este procedimiento obtenemos las coordenadas reales de los puntos de control.

Terminado el proceso de cálculo de coordenadas, estamos en disposición de aplicar el ajuste polinómico.

Con este tipo de deformación, el polinomio de corrección debe ser como mínimo de orden dos. Se han experimentado correcciones con distintos órdenes de polinomios. Para cada orden se ha calculado la distancia euclídea media entre los puntos de control corregidos y los reales. Los resultados del análisis se muestran en la figura 7.9. De ella se desprende que para un orden de polinomio  $N < 3$  la desviación media es mayor de 2 píxeles. Para órdenes superiores, la desviación media es menor de un píxel, pero sólo para órdenes  $N \geq 5$  todos los puntos presentan desviaciones menores de un píxel, por lo que elegiremos el orden  $N=5$  como óptimo para esta corrección. El histograma de puntos corregidos para orden  $N=5$  (figura 7.10) muestra que los errores de corrección de todos los puntos de control están por debajo de un píxel, repartidos de forma normal.

El uso de polinomios de orden superior no aporta una sustancial mejora en la corrección y presenta dos problemas añadidos: un aumento considerable en el tiempo de cálculo de la imagen corregida (para un polinomio de orden 6 se deben realizar 98 operaciones aritméticas por cada píxel de la imagen, frente a las 72 requeridas por el polinomio de orden 5) y una mayor probabilidad de encontrar singularidades en las matrices de cálculo (inversa generalizada) por desbordamiento del procesador numérico.



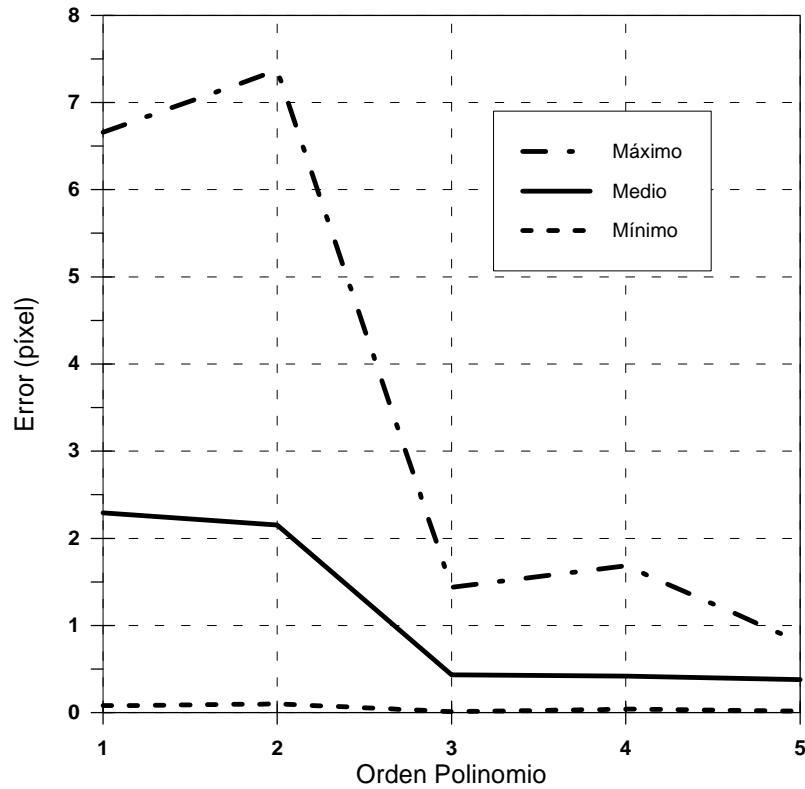


Figura 7.9. Análisis de desviaciones medias de la corrección geométrica en función del orden del polinomio de corrección para imágenes deformadas de intensificador.

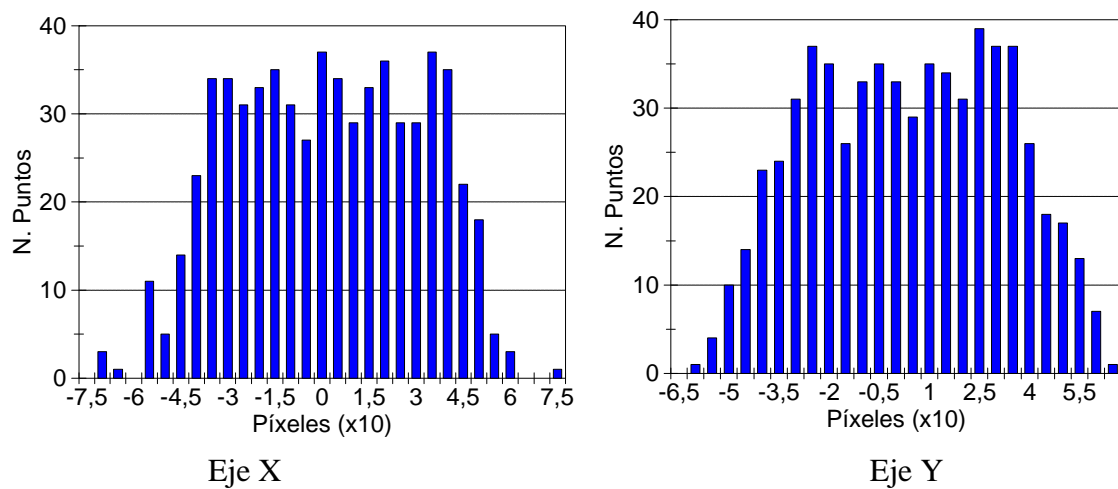


Figura 7.10. Histograma de desviaciones de puntos de control corregidos geoméricamente con un polinomio de orden 5.

El resultado de la corrección de la imagen 7.5 con distintos polinomios se muestra en 7.11:

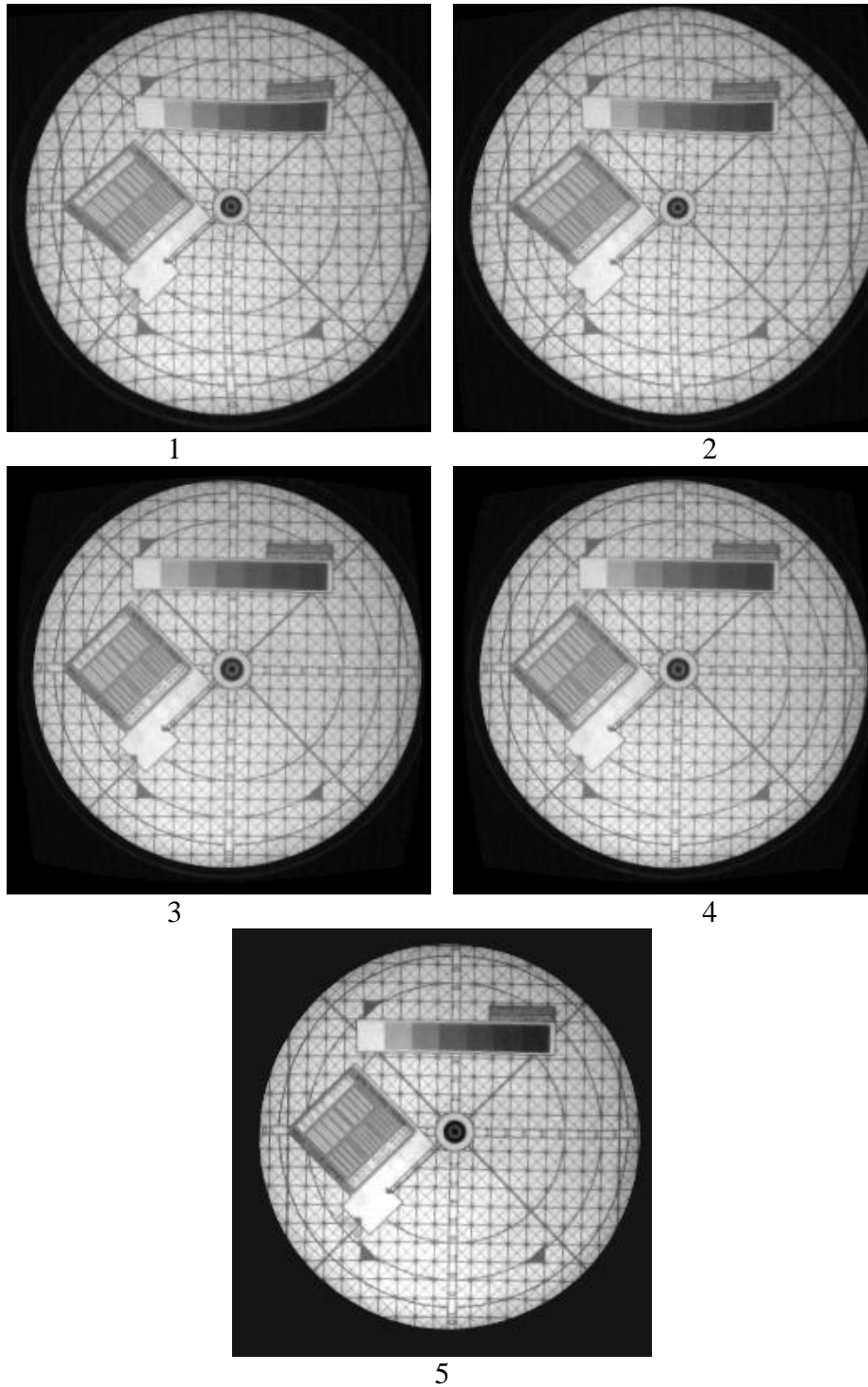


Figura 7.11. Resultado de la corrección geométrica del test geométrico utilizando polinomios de órdenes  $1 \leq N \leq 5$ .

Los coeficientes de calibrado se calculan para varias posiciones angulares del *gantry* (en nuestro caso cada grado) y se almacenan en una tabla de consulta. De esta forma se pueden corregir geoméricamente las imágenes de escopia utilizadas en la planificación y simulación de los

tratamientos obtenidas en cualquier ángulo.

### 7.3.2.2 Aplicación a la fusión de imágenes.

Otra interesante aplicación de este método de corrección geométrica se encuentra en el ámbito de la **fusión de imágenes** que provienen de distintos generadores de imagen. Es cada vez más habitual utilizar conjuntamente imágenes de resonancia magnética (RMN) y TC para el mismo paciente, ya que en cada una de ellas se visualizan elementos distintos de la anatomía (en el TC se definen muy claramente las estructuras óseas, mientras que la RNM se distinguen muy bien las variaciones de tejido blando). El uso conjunto de ambos tipos de imágenes permite delimitar correctamente los tejidos tumorales en la RNM, manteniendo la exactitud geométrica que proporciona el TC.

Como ejemplo de fusión de imágenes, utilizamos cortes de TC obtenidos en un simulador TC y en un TC diagnóstico. El interés de su fusión proviene de la discrepancia de los contornos externos obtenidos con ambos sistemas debido a la respiración del paciente.

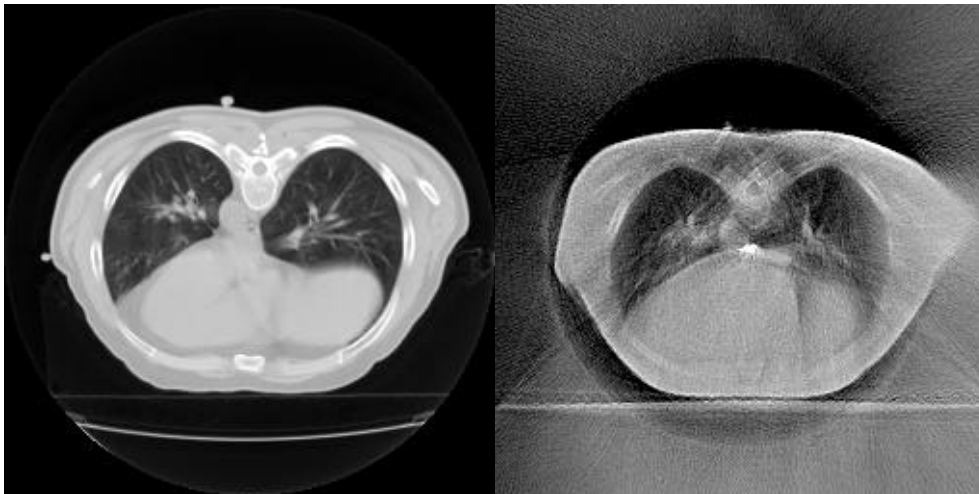


Imagen de TC

Imagen de Simulador-TC



diagnóstica, en la fotografía se necesita modificar continuamente las propiedades de visualización de la imagen para conseguir encontrar puntos homólogos a los de la radiografía. Una vez establecidos los puntos de control, el resultado de la corrección se muestra en la figura 7.15.

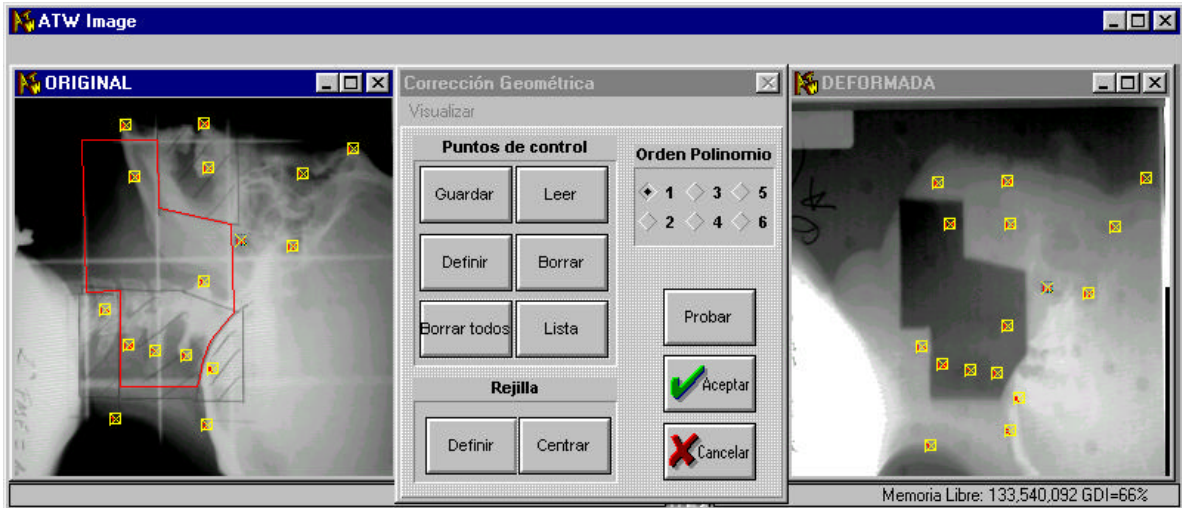


Figura 7.14. Herramienta interactiva de localización de puntos de control y cálculo.

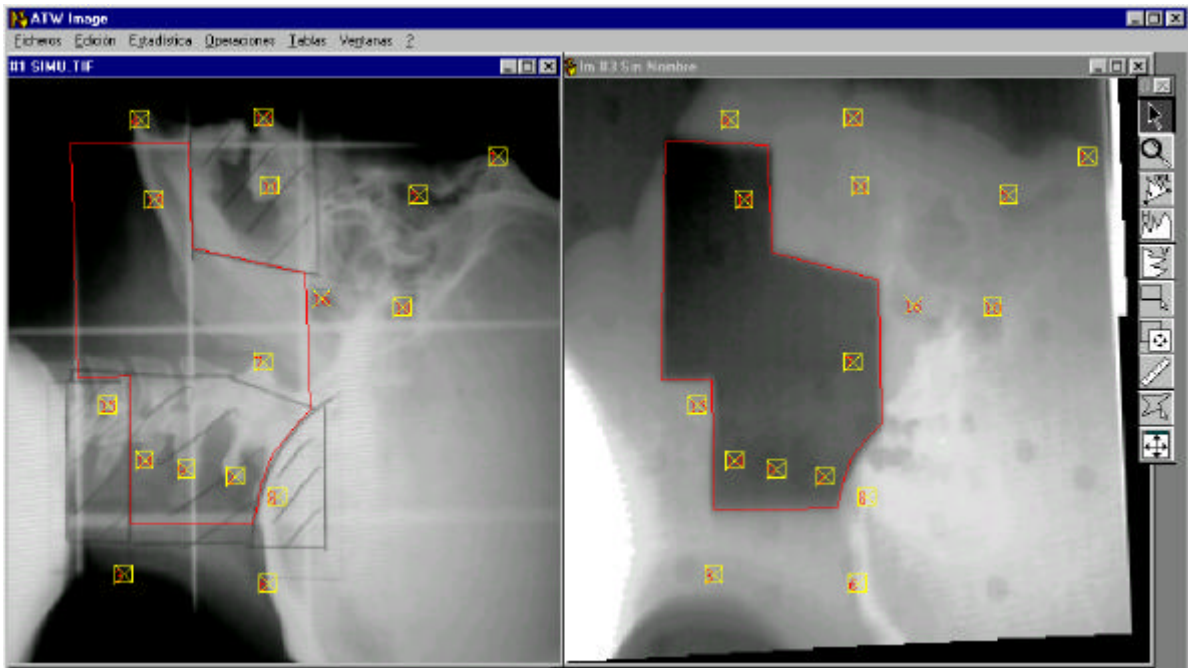


Figura 7.15. Resultado de la corrección de la imagen de verificación correspondiente a la figura 7.14. En la imagen se superponen los puntos de control originales para comprobar la bondad de la corrección.

Tras corregir una imagen, queda pendiente establecer un método

sencillo de comparación de resultados. Se establecen tres métodos de comparación:

- Promediar las imágenes de simulación y verificación corregida para lograr una superposición (figura 7.16a y 7.17a),
- Realizar una extracción de bordes (mediante un algoritmo de gradiente morfológico) de la imagen de simulación, que es la imagen más definida, y posteriormente superponerla a la imagen corregida, generando una *quasi*-radiografía de verificación (figura 7.16b y 7.17b)
- Formar una composición en pseudocolor con la simulación en el canal rojo y la imagen corregida en el canal verde, de forma que se resalta el campo de irradiación, manteniendo visibles las estructuras anatómicas de la simulación (figura 7.16c y 7.17c).

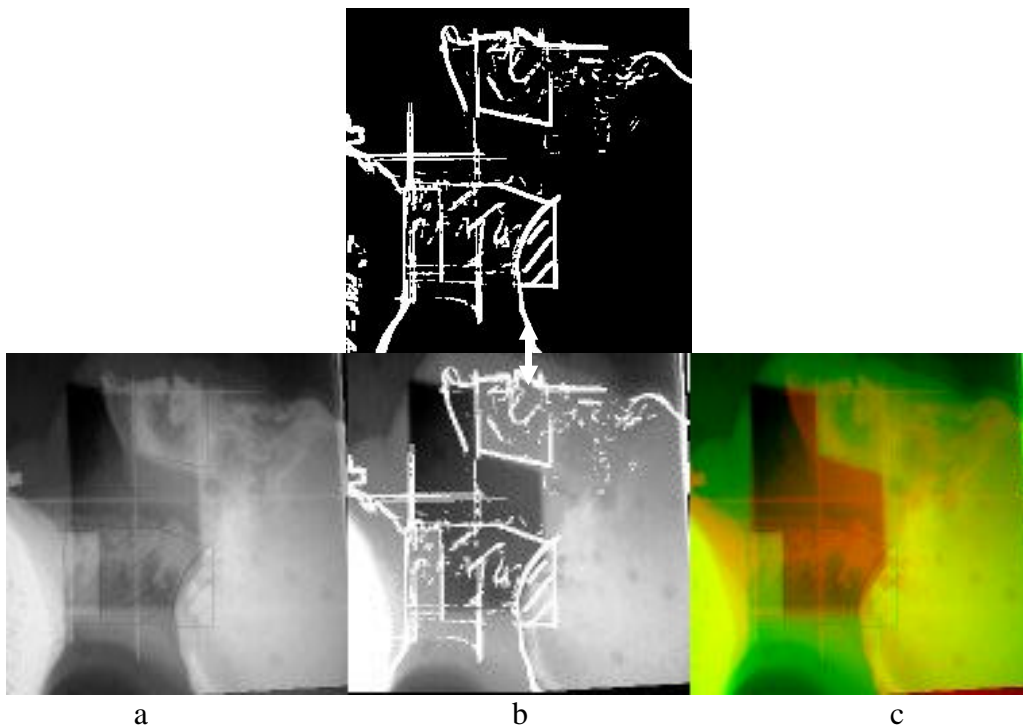


Figura 7.16.

Fusión de imágenes de simulación (radiografía convencional) y verificación (fotografía convencional) corregida geométricamente.



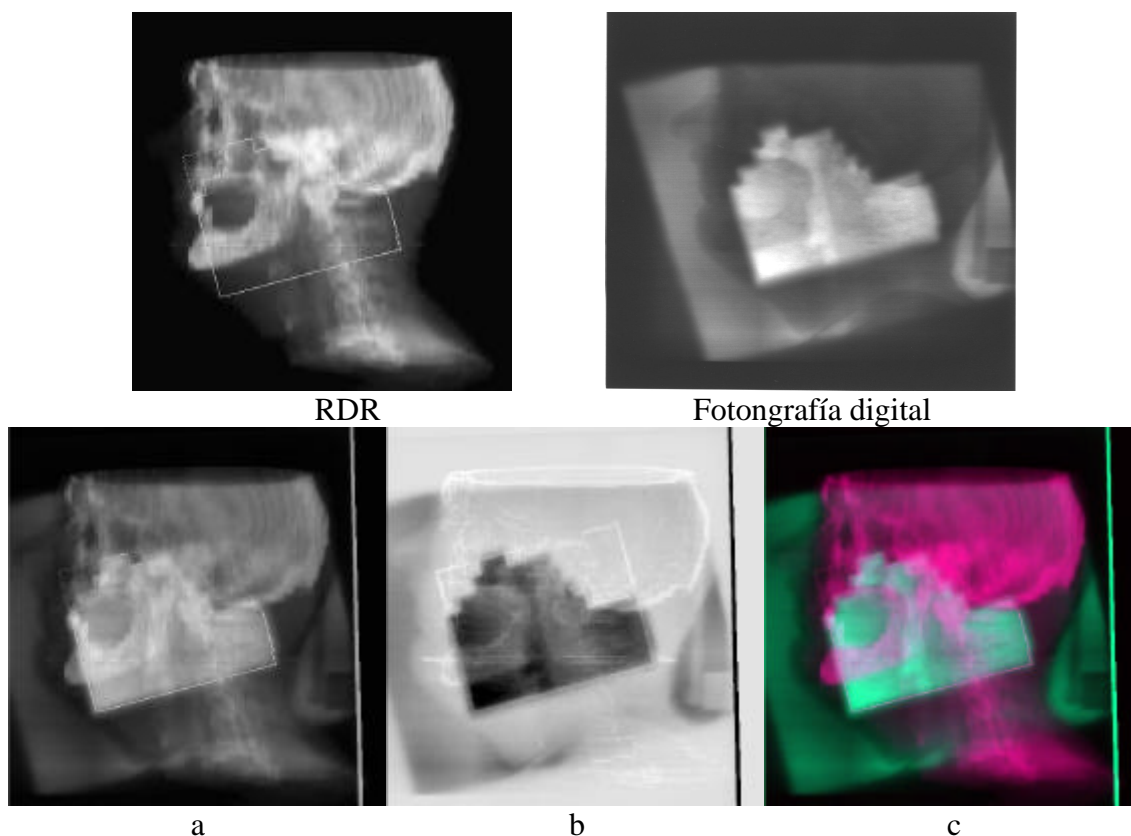


Figura 7.17.

Fusión de imágenes de una RDR de simulación y una fotografía digital de verificación corregida geoméricamente.

## 7.4 Comparación entre sucesivas imágenes de verificación.

El proceso completo de comparación propuesto anteriormente se realiza tan solo en la primera sesión de tratamiento. Una vez se ha comprobado sin ambigüedades que el campo de irradiación es correcto, puede recurrirse en días sucesivos a una comparación automática de las imágenes de verificación, tomando la del primer día como referencia [Díez-1997].

La verificación de las siguientes sesiones de tratamiento debe por tanto hacerse de forma distinta, dado que no es rentable realizarla por medio de películas radiográficas. Esto se debe al tiempo que se requiere en su obtención y revelado, con lo que este sistema no es conveniente para evitar errores de posicionado diario, por motivos prácticos.

En el caso de un sistema de adquisición electrónica, sí que se pueden

obtener imágenes de verificación de todos los campos antes del tratamiento. En este caso, la comparación interactiva no es rentable, ya que se necesitaría una cantidad de tiempo de espera excesiva entre campo y campo.

La comparación entre distintas imágenes de verificación de tratamientos (entre sí o con la imagen de simulación) se realiza generalmente de forma subjetiva por personal especializado. Las condiciones ambientales y de visualización pueden llevar a conclusiones erróneas en la comparación entre imágenes, especialmente cuando se diseñan tratamientos complejos utilizando técnicas de cálculo tridimensional. Es deseable disponer de un método que, a partir de propiedades intrínsecas de la imagen, permita compararlas de forma objetiva, global y automática.

Proponemos realizar un control automático del posicionamiento del paciente utilizando imágenes digitalizadas, basándonos en la operación de correlación entre imágenes por medio de la Transformada Rápida de Fourier (FFT).

A continuación se propone y estudia la elaboración y comparación de varios filtros adaptados para el reconocimiento automático de variaciones espaciales (translaciones y rotaciones del paciente en el campo de irradiación).

En primer lugar se establece una imagen de referencia (la correspondiente a la primera sesión de tratamiento). En cada sesión de tratamiento se obtiene una imagen de verificación que se compara con la referencia por correlación con un filtro adaptado a ésta. Si se detecta una variación en la señal de correlación por debajo de un cierto límite o nivel de alarma, se considera como una situación clínicamente inaceptable.

El procesado de estas imágenes debe ser rápido, puesto que el paciente espera en posición de tratamiento la validación del campo para comenzar la sesión de tratamiento.

En ausencia de marcadores fijos ligados al paciente que sirvan de referencia entre las diversas imágenes, es deseable una medida global de la posible diferencia entre ellas. La diferencia entre dos imágenes se puede



cuantificar por medio del cálculo del error cuadrático medio ( $MSE^2$ ), de manera que dos imágenes serán tanto más parecidas cuanto menor sea el MSE calculado [Duda-1973].

La operación de correlación está relacionada con el error cuadrático medio [GarciaP-1998]. En efecto, dadas dos imágenes  $f(x,y)$  y  $g(x,y)$ , el error cuadrático medio se define en forma discreta como

$$MSE(x, y) = \sum_{a,b} [g(\mathbf{a} + x, \mathbf{b} + y) - f(\mathbf{a}, \mathbf{b})]^2 \quad \text{Ec. 7.30}$$

Desarrollando esta ecuación,

$$MSE(x, y) = \sum_{a,b} g^2(\mathbf{a} + x, \mathbf{b} + y) + \sum_{a,b} f^2(\mathbf{a}, \mathbf{b}) - 2 \sum_{a,b} g(\mathbf{a} + x, \mathbf{b} + y) f(\mathbf{a}, \mathbf{b}) \quad \text{Ec. 7.31}$$

Los primeros términos de la ecuación anterior representan la energía de cada una de las imágenes que se comparan y por tanto son términos constantes. Estando las imágenes convenientemente normalizadas en los términos expuestos en la ecuación 6.6, el MSE varía tan sólo en función del último término  $-\sum_{a,b} g(\mathbf{a} + x, \mathbf{b} + y) f(\mathbf{a}, \mathbf{b})$  que es precisamente la expresión de la operación de correlación discreta tal y como se definió en la ecuación 6.11.

Por tanto, cuando calculamos una correlación entre imágenes estamos midiendo el error cuadrático medio y esto nos lleva a la conclusión lógica de que cuanto mayor sea el valor de correlación, más parecidas son las imágenes puesto que estamos minimizando el MSE. Por el contrario, si dos imágenes son muy distintas, el MSE será grande y por tanto, el valor de la correlación entre ellas será pequeño.

---

<sup>2</sup> Del inglés *Mean Square Error*.

Para conseguir rapidez, las correlaciones se realizan en el dominio de frecuencias usando el teorema de correlación y calculando mediante transformadas rápidas de Fourier (FFT) ya que

$$f(x, y) * g(x, y) \Leftrightarrow F^*(u, v) \cdot G(u, v) \quad \text{Ec. 7.32}$$

siendo  $G(u,v)$  la transformada de Fourier de  $g(x,y)$  y  $F^*(u,v)$  la transformada compleja conjugada de  $f(x,y)$ , denominado **filtro adaptado**.

La operación de correlación es, a menudo, poco sensible o poco discriminante ante pequeños cambios, por lo que se emplean con frecuencia modificaciones de la misma. Una de las variaciones más empleadas son modificaciones en la amplitud de correlación en el espacio de Fourier. Estos cambios han sido empleados exhaustivamente en el campo de reconocimiento de objetos [Vijayakumar-1990] y dan origen a distintos tipos de filtros adaptados. Cada uno de los filtros descritos a continuación optimiza un parámetro distinto del plano de correlación.

(1) **Filtro Adaptado clásico: (CMF<sup>3</sup>)** adaptado al objeto  $o(x,y)$ . Se define la función de transferencia del filtro adaptado  $H(u,v)$  como:

$$H(u, v) = O^*(u, v) = |O(u, v)| \cdot e^{-ij(u,v)} \quad \text{Ec. 7.33}$$

siendo  $O(u,v)$  la Transformada de Fourier de  $o(x,y)$ . El pico de correlación es bastante ancho. Proporciona en el plano de Fourier una distribución constante de fase y de amplitud

$$A(u, v) = \sqrt{I(u, v)} = |O(u, v)|^2 \quad \text{Ec. 7.34}$$

donde  $I(u,v)$  representa intensidad. Así, el pico de correlación será la

---

<sup>3</sup> Del inglés *Conventional Matched Filter*.

Transformada de Fourier de esta distribución real.

(2) Se puede conseguir una mejora en discriminación utilizando el **filtro de fase (POF<sup>4</sup>)**, definido como

$$H(u, v) = \frac{H_{\text{adaptado}}(u, v)}{|H_{\text{adaptado}}(u, v)|} = e^{-ij(u, v)} \quad \text{Ec. 7.35}$$

Este filtro proporciona en el plano de Fourier una distribución constante de fase y una distribución de intensidad de mayor extensión que el CMF:

$$A(u, v) = |O(u, v)| \quad \text{Ec. 7.36}$$

Con ello se obtiene un pico de correlación más estrecho y de máxima intensidad, lo que está asociado con una mejor discriminación. Este filtro optimiza la intensidad del valor central del plano de salida.

(3) La anchura del pico de correlación es óptima utilizando un **Filtro inverso**, definido como:

$$H(u, v) = \frac{H_{\text{adaptado}}(u, v)}{|H_{\text{adaptado}}(u, v)|^2} = \frac{e^{-ij(u, v)}}{|H_{\text{adaptado}}(u, v)|} \quad \text{Ec. 7.37}$$

Este filtro proporciona en el plano de Fourier una distribución constante de fase y amplitud

$$A(u, v) = 1 \quad \text{Ec. 7.38}$$

---

<sup>4</sup> Del inglés *Phase Only Filter*.

En este caso el pico de correlación es una Delta de Dirac.

Los filtros anteriores constituyen un rango de sensibilidad al ruido creciente y de discriminación creciente [Vijayakumar-1990]. Aunque el filtro inverso es un buen discriminante, es extremadamente sensible al ruido y puede presentar problemas por división por cero en el cálculo numérico. Estos problemas se regularizan con la introducción del siguiente filtro:

(4) El **Filtro de Wiener**, adaptado a una señal (imagen)  $o(x,y)$  se define como:

$$H(u, v) = \frac{H_{\text{adaptado}}(u, v)}{|H_{\text{adaptado}}(u, v)|^2 + a(u, v)} \quad \text{Ec. 7.39}$$

donde  $a(u, v) = \left( \frac{S_n(u, v)}{S_o(u, v)} \right)$  es la inversa de la relación señal-ruido SNR, siendo

$S_n(u, v)$  el espectro de potencia del ruido y  $S_o(u, v)$  el espectro de potencia de la señal.

Este filtro no presenta problemas de singularidades, ya que el límite inferior del denominador cuando  $H \rightarrow 0$  es  $\left( \frac{S_n(u, v)}{S_o(u, v)} \right)$ .

Cuando la relación señal ruido es grande ( $SNR \rightarrow \infty$ ), entonces  $a \rightarrow 0$  y el filtro de Wiener tiende al filtro inverso. Cuando la relación señal ruido es pequeña ( $SNR \rightarrow 0$ ), entonces  $a \rightarrow \infty$  y este filtro produce una estimación proporcional (aunque de menor intensidad) a la del CMF.

Habitualmente se desconoce la relación señal ruido del sistema [Gonzalez-1987]. En estos casos se define el **filtro de Wiener paramétrico**:

$$H(u, v) = \frac{H_{\text{adaptado}}(u, v)}{|H_{\text{adaptado}}(u, v)|^2 + g} \quad (\text{Ec. 7.40})$$

siendo  $g$  una constante positiva. Este filtro se convierte en filtro inverso cuando

$g \rightarrow 0$  y al filtro adaptado cuando  $g \rightarrow \infty$ . El filtro de Wiener combina las propiedades de los filtros anteriores: Mejor discriminación que el CMF y menor sensibilidad al ruido que el filtro inverso. Cuando se desconoce el valor de la SNR, la bondad del filtro depende del valor de  $g$ , por lo que para cada aplicación concreta hay que hacer una estimación del valor óptimo de  $g$ .

Los filtros anteriores realizan una extracción de bordes implícita, por el realce de altas frecuencias en el plano de Fourier. Esto los hace muy sensibles a variaciones en la posición de los bordes de la imagen.

Veamos la aplicación práctica de estos filtros:

Se adquieren imágenes de verificación de un tratamiento ficticio realizado sobre el maniquí RANDO, en forma de pequeñas secuencias de 10 imágenes utilizando el sistema descrito en §6.2. Con este montaje se intentan reproducir las imágenes que se obtendrían en un paciente real con película de verificación o con un sistema de adquisición *on-line* del tipo *portal vision*.

Se han tomado imágenes de la cabeza del maniquí, simulando un tratamiento de ORL (cabeza y cuello). Para la captura de estas imágenes se ha procedido como en un tratamiento estándar:

Tras el proceso de planificación, se obtiene la imagen de verificación correspondientes al primer “día” de tratamiento. Esta imagen, al igual que en un caso real, se coteja con la imagen de planificación y, si es correcta, se convierte en la referencia para el resto del tratamiento.

Posteriormente, se simulan las siguientes fracciones como en un tratamiento normal: una fracción por día. De esta forma aseguramos que el experimento es realista ya que en cada sesión hay que volver a posicionar el maniquí y colocar adecuadamente los parámetros geométricos del haz (ángulo de brazo, tamaños de colimador etc.). La colocación del “paciente” y la “administración” del tratamiento la realizan los operadores del simulador, ajenos al experimento. De esta forma, se realizaron 5 sesiones de tratamiento en 5 días consecutivos y se obtuvieron imágenes de escopia en cada una de

ellas para su comparación con la imagen de referencia (correspondiente al primer día de tratamiento). Estas primeras sesiones se utilizan como grupo de control. En ellas no es de esperar ningún tipo de error excepto las pequeñas variaciones geométricas debidas a las tolerancias mecánicas del simulador y por tanto no debería detectarse variación apreciable respecto a la imagen de referencia.

Finalmente se provocan errores de tratamiento de magnitudes arbitrarias y de forma controlada:

- Giro de colimador,
- Cambio de tamaño de colimador en sentido transversal (eje X),
- Cambio de tamaño de colimador en sentido longitudinal (eje Y),
- Cambio de tamaño de colimador en ambos sentidos,
- Desplazamiento del paciente en sentido transversal (arriba y abajo),
- Cambio de la DFP de tratamiento,
- Giro del brazo de la unidad.

Por último, se añade una sesión de tratamiento con un error provocado de origen desconocido.

En la figura 7.18 se muestra la imagen de referencia junto con algunos de los errores provocados.



Figura 7.18a. Imagen de referencia y “errores” cometidos.

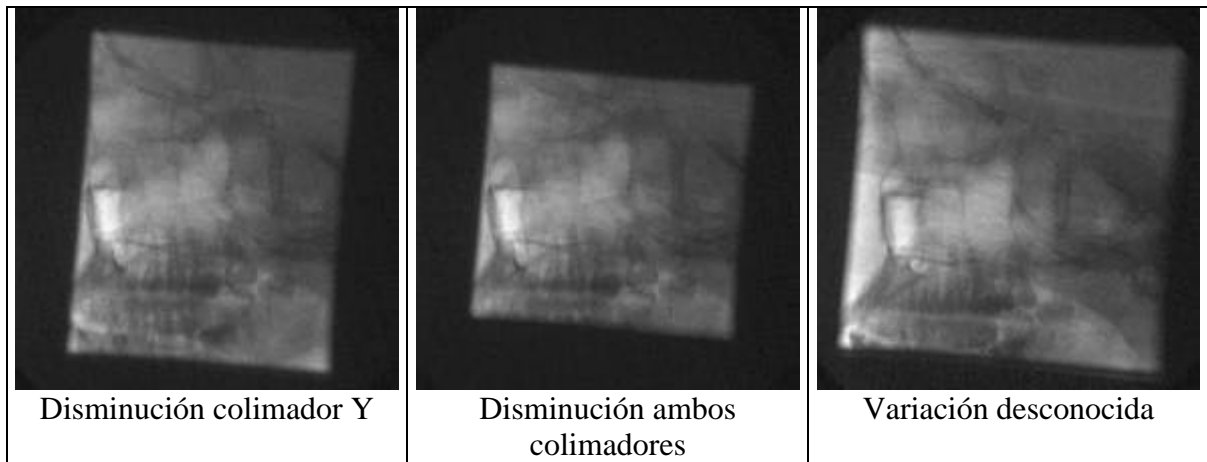


Figura 7.19b. Imagen de referencia y “errores” cometidos.

Para estudiar la capacidad de detección de estas variaciones se han creado los diversos filtros adaptados a la imagen de referencia: CMF, POF, Inverso y Wiener con parámetros  $10^{-1}$ ,  $10^{-3}$  y  $10^{-6}$  (denominados W1, W3 y W6 respectivamente). Posteriormente, se aplican estos filtros a todas las situaciones mencionadas anteriormente.

En la figura 7.19 se puede observar la capacidad de discriminación de los diversos filtros para este tipo de imagen en particular. El filtro más adecuado será aquel que, en los casos en los que se ha cometido error de posicionado del paciente (representados a la derecha de la barra de división en la gráfica 7.19), proporcione valores de correlación por debajo de la fluctuación máxima de correlación obtenida para imágenes en las que no hay error de posicionado apreciable (representados en la gráfica 7.19 a la izquierda de la barra de división).

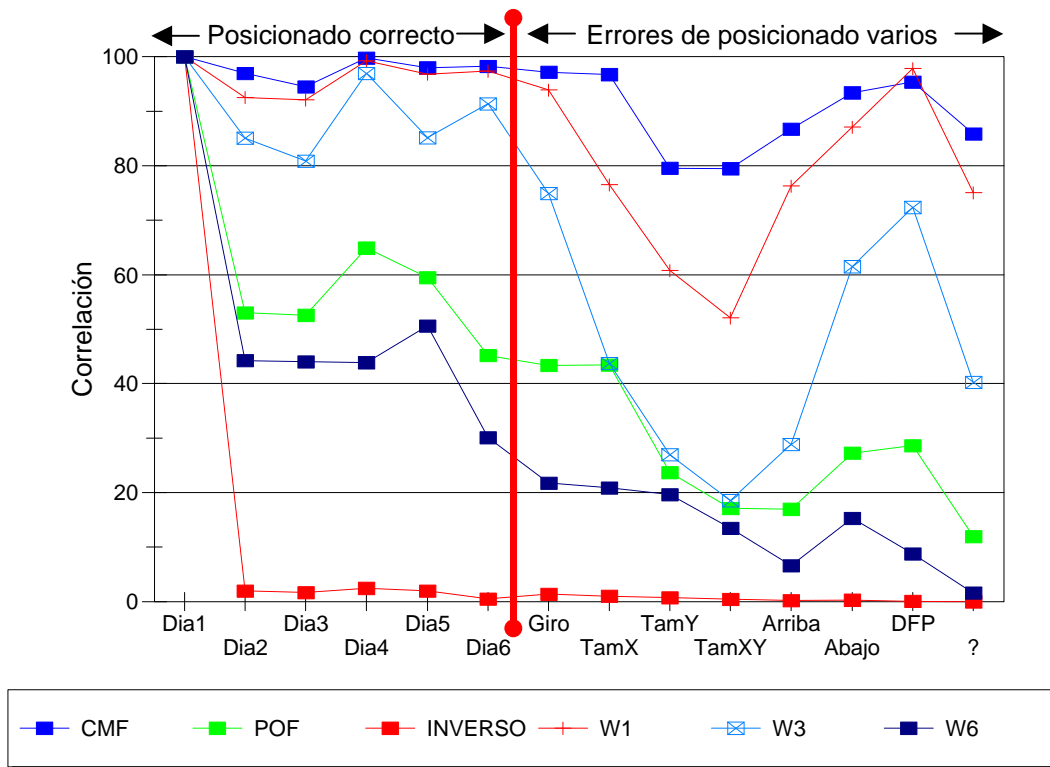


Figura 7.20. Respuesta de los distintos filtros. Se representa el valor del máximo de correlación calculado para la correlación de cada situación errónea con diversos filtros adaptados a la imagen de referencia, que corresponde a la del primer día de tratamiento.

De la figura 7.19 se desprende que:

- El CMF es poco discriminante y presenta un rango de variación máximo del 20%. Puede concluirse que este filtro no es capaz de detectar un giro de colimador ni una disminución del tamaño de colimador. Una variación tan pequeña no permite establecer un umbral de alarma y por tanto no es apto para esta aplicación.
- El filtro inverso es tan sensible al ruido de la imagen que detecta todos los casos como erróneos, por lo que obviamente ha de ser descartado como sistema de detección.
- El POF se comporta mejor que los anteriores, aunque debe establecerse un umbral de detección del 40%, y aún así no es capaz de detectar adecuadamente giros de colimador y algunos cambios de tamaño de colimador. Tampoco se comporta adecuadamente para esta aplicación.
- El filtro de Wiener es, sin duda, el mejor de los filtros utilizados. Para



parámetros grandes ( $\gamma=10^{-1}$ ) se comporta de forma parecida al CMF, como era de esperar, y no es capaz de detectar, p.e. variaciones en la DFP del tratamiento. Con parámetros muy pequeños ( $\gamma=10^{-6}$ ) se distinguen las situaciones erróneas de las normales, pero, dada su gran sensibilidad al ruido, comienzan a tener un comportamiento similar al del filtro inverso. El rango de variación de respuesta es pequeño y el umbral de detección para este filtro habría que establecerlo en un 25% aproximadamente, mientras que la fluctuación de imágenes "idénticas" es del 20%. Unos valores tan ajustados seguramente provocarán demasiadas falsas alarmas, por lo que se descarta como detector. El rango de valores intermedios ( $\gamma=10^{-3}$ ) presenta el comportamiento deseado. Se distinguen perfectamente las situaciones anómalas de las correctas. El umbral de detección se establece en este caso en el 80% (aquellas imágenes con un valor de correlación menor que el 80% del valor de autocorrelación de la imagen de referencia, se detecta como errónea).

La elección del tipo de filtro depende del caso en particular y del tipo de sistema de formación de imagen. En general, y dada su buena discriminación, es recomendable el filtro de Wiener ya que, al ser paramétrico, permite una mejor adaptación al objeto.

La aplicación clínica de este método requiere un ensayo previo del tipo de filtro idóneo para un sistema concreto de adquisición de imágenes, no descartándose el uso simultáneo de varios filtros.

El método propuesto permite identificar de forma automática errores de posicionamiento de forma rápida, partiendo de imágenes que son difícilmente diferenciables *de visu*. Se puede conseguir un mejor aseguramiento de la calidad de los tratamientos al evitar en muchos casos la toma de decisiones basada en criterios subjetivos.

La rapidez del método de detección (menos de 4 segundos, dependiendo del procesador) permite su incorporación en sistemas *on-line*.

La aplicación clínica de este sistema debe pasar por ensayos previos

sobre maniquí en diversas localizaciones, ya que el contraste de las imágenes obtenidas varía mucho en función de la zona anatómica irradiada. Posteriormente habría que definir el umbral de detección y alarma para distintas zonas anatómicas. Por último, su implantación clínica debe pasar por ensayos sobre pacientes reales, ateniéndose a los requisitos legalmente establecido para ensayos clínicos [RD-1998], para comprobar si los posibles movimientos fisiológicos provocan falsas alarmas.



## CONCLUSIONES.

En esta Tesis se ha puesto de manifiesto la importancia que tiene la calidad de las imágenes utilizadas en todas las etapas del proceso de Radioterapia.

- ❑ Se ha desarrollado un sistema integrado de tratamiento digital de imágenes para el procesado de imágenes científicas de alto rango dinámico. El software se ha enriquecido con un conjunto de herramientas que facilitan el análisis numérico de las imágenes, y se han incluido métodos específicos de visualización de imágenes de alto rango dinámico. El resultado final trasciende los objetivos de esta Tesis, ya que su utilidad es extensible a otras áreas científicas, por lo que dicho software ha sido puesto a disposición de la Comunidad Científica en general a través de Internet en términos de dominio público.
  
- ❑ Se ha desarrollado una implementación original de lectura de imágenes en el estándar de comunicaciones DICOM. Esta implementación se ha completado con herramientas de dominio público de servicios de red DICOM, lo que le confiere la capacidad de actuar como una estación intermedia o final en un entorno de comunicaciones punto a punto integrado en un sistema PACS.

- ❑ Se ha desarrollado una aplicación de videodensitometría que permite el análisis rápido y el aseguramiento de la calidad de los haces de radiación. Este software también ha sido puesto en el dominio público a través de Internet.
  
- ❑ El estudio detenido las características del Simulador-TC como tomógrafo específico para Radioterapia ha permitido proponer modificaciones a su diseño destinadas a conseguir la obtención de imágenes en situaciones geoméricamente extremas.
  
- ❑ Se han propuesto métodos basados en tratamiento de imágenes para mejorar la adquisición de imágenes tomográficas y se ha evaluado su beneficio dosimétrico.
  
- ❑ Se ha extendido el concepto de dosimetría de campos no coplanares a tratamientos de volúmenes de irradiación adyacentes y no necesariamente contiguos. Se ha demostrado que existe una importante variación dosimétrica utilizando este concepto en tratamientos en los que de forma tradicional no se tenía en cuenta la interacción de campos no contiguos. Se concluye que para hacer cálculos dosimétricos realistas en estas condiciones es imprescindible adquirir imágenes tomográficas con grandes aperturas de carcasa del tomógrafo como los que proporciona el simulador-TC.
  
- ❑ Se ha desarrollado un sistema de reconstrucción de volúmenes grandes por medio de cortes parciales, eliminando el inconveniente del pequeño diámetro de reconstrucción de los simuladores. Este nuevo método de reconstrucción permite la aplicación de dosimetría no coplanar en volúmenes imposibles de reconstruir en equipos tomográficos diagnósticos y simuladores virtuales. Su aplicación ha permitido detectar y corregir errores dosimétricos de hasta un 13%.

- ❑ La limitación del Simulador-TC como herramienta de cálculo 3D ha sido soslayada con el desarrollo de un algoritmo de selección de número y posición de cortes tomográficos adaptado a la topografía del paciente. Este algoritmo facilita la reconstrucción de volúmenes con exactitud y permite el cálculo correcto de Histogramas de Dosis Volumen con un número mínimo de cortes que oscila entre 5 y 7.
  
- ❑ La experiencia adquirida con el análisis y uso clínico del simulador-TC ha propiciado el diseño y desarrollo de un sistema de reconstrucción tomográfico propio basado en software. Se han revisado los algoritmos de reconstrucción tomográfica y se ha evaluado la calidad final del sistema concluyéndose que el prototipo desarrollado es apto para su uso como tomógrafo para Radioterapia.
  
- ❑ La influencia de los movimientos fisiológicos en la dosimetría de los tratamientos ha sido extensamente analizada. Se ha desarrollado un método automático de detección de movimientos basado en correlaciones que permiten incluir con exactitud el movimiento fisiológico en la planificación y cálculo del tratamiento de forma adaptativa al paciente. La aplicación clínica de este método de cálculo ha permitido corregir irradiaciones erróneas y ha evitado irradiaciones innecesarias de hasta un 30% del volumen de tejido sano circundante al tumor.
  
- ❑ Se ha implementado un método numérico de corrección de deformaciones geométricas de imágenes. Este método se aplica a la supresión de la deformación de las imágenes de fluoroscopia provocada por el intensificador de imagen. Se propone su uso para la fusión de imágenes obtenidas con distintos sensores y para la comparación cuantitativa entre imágenes de simulación y verificación de tratamientos.
  
- ❑ Por último se ha desarrollado un sistema automático no supervisado - basado en correlaciones entre imágenes- para la comparación entre imágenes sucesivas de verificación obtenidas con sistemas electrónicos *on-line*. Las pruebas efectuadas permiten concluir que este método se puede

usar en todos los campos de irradiación para verificar su repetibilidad en una rutina diaria.

# APÉNDICE I.

## Algoritmos de cálculo de dosis 3D en DOSIGRAY.

Los algoritmos de cálculo de dosis en radioterapia externa empleados en DOSIGRAY se basan en una adaptación del modelo de cálculo desarrollado por Cunningham [Cunningham-1972], en el que la dosis en un punto del medio irradiado es la suma de la dosis suministrada por la radiación primaria y la suministrada por la radiación difusa [Dosigray-1996].

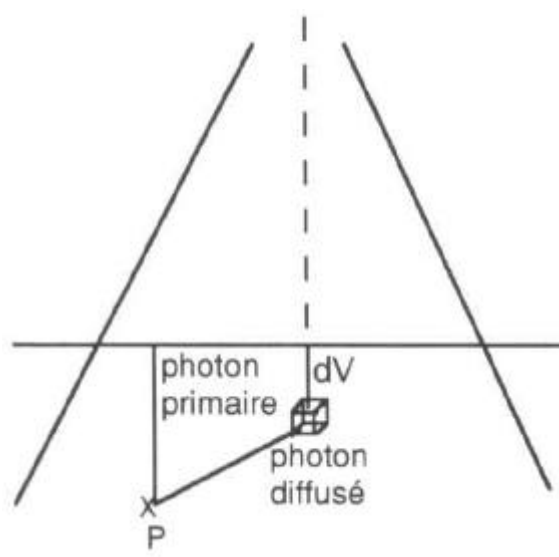


Figura I.1. Descomposición de la radiación primaria y difusa (secundaria)  
[Dosigray-1996]



## **Dosis Total Absorbida = Dosis Primaria + Dosis Difusa**

Siendo la dosis primaria la depositada por los electrones creados por los fotones durante su primera interacción al penetrar en el medio y la dosis difusa o secundaria la depositada por todos electrones creados a partir de las siguientes interacciones de los fotones.

### **1.- Cálculo de la contribución de la radiación primaria.**

Se supone que la atenuación de la radiación primaria sigue una ley exponencial

$$F_a(x) = e^{-\mu(x-x_0)} \quad \text{Ec. I.1}$$

en la que la constante de atenuación  $\mu$  se determina experimentalmente o por extrapolación de curvas de TMR a campos de sección nula. El valor de  $\mu$  no es exacto, pero constituye una buena estimación. Se puede demostrar [Beauvais-1987] que  $\mu$  es una función del índice de calidad del haz<sup>1</sup>,  $I$ , y se puede parametrizar  $\mu = \mu(I)$ , con lo que  $\mu$  se obtiene conociendo  $I$ .

La profundidad de un punto de cálculo P se determina por la técnica de *ray-tracing* 3D teniendo en cuenta la topología exacta de los contornos externos y corrigiendo la atenuación producida por accesorios del haz (plomos, cuñas, compensadores etc).

La dosis primaria depende de:

- la fuente generadora de fotones
- el sistema de colimación.

---

<sup>1</sup> El índice de calidad de un haz se define como la relación de la ionización medidas a 20 cm. y a 10 cm. de profundidad,  $J_{20}/J_{10}$ , a distancia fuente-cámara constante, para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a la profundidad del punto de medida. Alternativamente, se puede definir como la relación de TMR en las mismas condiciones:  $I = \text{TMR}(20)/\text{TMR}(10)$ . [Beauvais-1987]

## 2.- Cálculo de la dosis difusa.

La dosis difusa representa aproximadamente la diferencia entre la dosis primaria calculada y la dosis medida experimentalmente. Depende de:

- El tamaño del campo
- La forma y descomposición del volumen difusor

En Dosigray, la función de difusión S se calcula como [Molto-1993]

$$S(r, z) = B_0(r) \cdot TMR(r, z) - e^{-\mu(x-x_0)} \quad \text{Ec. I.2}$$

siendo  $B_0(r)$  el coeficiente de difusión en la entrada del haz, que debe determinarse experimentalmente y que se define como

$$B_0(r) = \frac{D_p(r) + D_s(r)}{D_p(r)} \quad \text{Ec. I.3}$$

donde  $D_p(r)$  es la primaria a la profundidad de cálculo y  $D_s(r)$  es la secundaria a la profundidad de cálculo.

Los valores de  $S(r, z)$  se almacenan en bibliotecas de datos para campos cuadrados. Suponiendo que la función de difusión depende de la superficie del campo y no de su forma, el paso de campo cuadrado a circular se efectúa utilizando el concepto de campo equivalente:  $c = r\sqrt{p}$

La integración de la contribución difusa se efectúa en un sistema de coordenadas cilíndrico ligado al punto de cálculo. El volumen del paciente no puede representarse por funciones analíticas, por lo que dicha integración se realiza por suma discreta según el método propuesto por Clarkson [Clarkson-1941].

DOSIGRAY propone tres modelos de cálculo de la dosis secundaria:

## 2.1.- Descomposición simple.

Supone una descripción simplificada de la radiación difusa. El campo de irradiación visto desde el punto de cálculo se descompone en sectores triangulares y se efectúa una integración angular de los elementos difusores. El modelo de cálculo es rápido y se adapta bien a los campos complejos.

La dosis difusa es:

$$D_s = \sum_{i=1}^n SC(z, r_{\theta_i}) \frac{\Delta\theta_i}{2\pi} \quad \text{Ec. I.4}$$

donde:

$z$  es la profundidad del punto P de cálculo respecto a la superficie del medio,

$r_{\theta_i}$  es la distancia, a la profundidad  $z$ , del punto P al borde geométrico del haz en la dirección  $\theta_i$ ,

$\Delta\theta_i$  es el elemento de descomposición angular,

$n = \frac{2\pi}{\Delta\theta_i}$  es el número total de sectores angulares,

$SC(z, r_{\theta_i})$  es la dosis total difundida en P a la profundidad  $z$ , por un campo circular de radio  $r_i$ .

La profundidad de cada punto del volumen difusor se supone constante e igual a  $z$ . Por tanto, el volumen difusor es un cilindro cuya sección está delimitado por el contorno del corte que contiene al punto P. Todos los puntos del volumen difusor reciben una radiación primaria de la misma intensidad que la recibida por el punto de cálculo P.

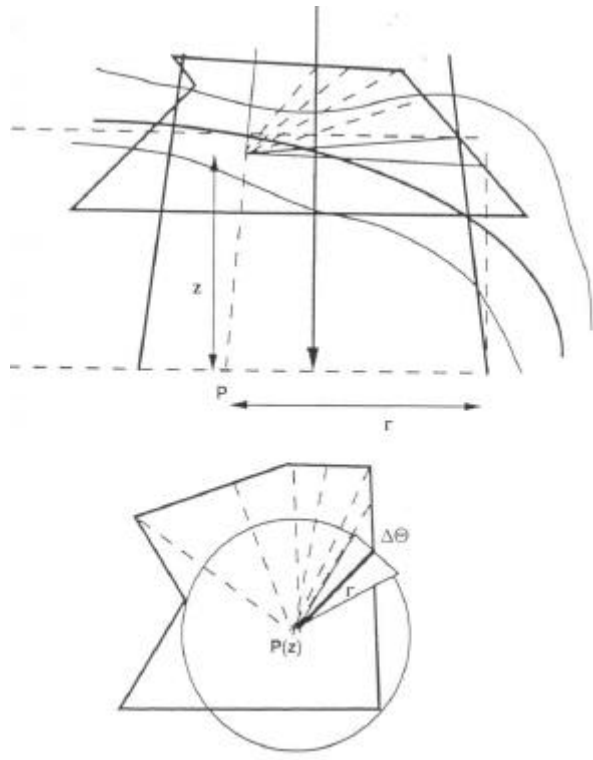


Figura I.2. Modelo de descomposición simple.  
 [Dosigray-1996]

## 2.2.- Descomposición doble.

Supone una descripción exacta de la radiación secundaria. El campo de irradiación se descompone en sectores triangulares que son a su vez descompuestos en sectores circulares de difusión. La difusa se obtiene por integración angular (al igual que en la descomposición simple) e integración radial.

$$D_s = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta\theta_i}{2\pi} \sum_{r=0}^{r_\theta} SR(z_m, r, \Delta r) \quad \text{Ec. I.5}$$

donde  $z_m$  es la profundidad del punto difusor  $m$  y  $SR(z_m, r, \Delta r)$  es la dosis difundida por un anillo circular de volumen difusor delimitado por los campos circulares de radio  $r$  y  $r + \Delta r$  respectivamente. El cálculo utiliza funciones de difusión diferenciales.

La intensidad de la radiación primaria en cada punto difusor corresponde a la de dicho punto, y no a la del punto de cálculo, como en el caso de la

descomposición simple (tiene en cuenta la profundidad del elemento difusor y la intensidad con la que es irradiado).

Es un método bien adaptado a los campos complejos y a las localizaciones que presentan fuertes oblicuidades, variaciones abruptas de contornos externos en el eje longitudinal (paso de cuello a tórax, por ejemplo) o campos que desbordan al paciente (mama, ORL etc.)

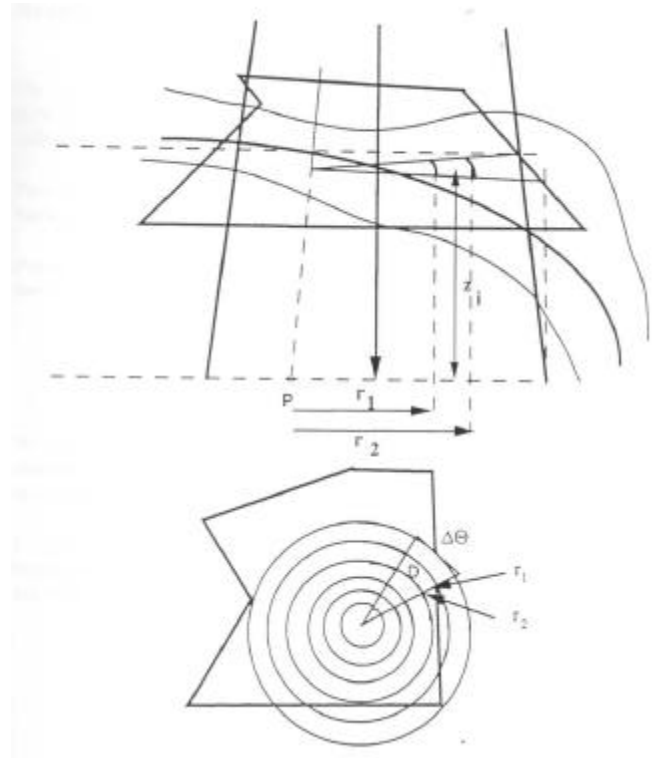


Figura I.3. Modelo de descomposición doble  
 [Dosigray-1996]

### 2.3.- Descomposición triple.

Los modelos anteriores efectúan sumas en el plano perpendicular al eje del haz que pasa por el punto de cálculo P, por lo que el cálculo se restringe a una superficie, y no a un volumen.

Un cálculo más riguroso supone una descomposición según el eje longitudinal del paciente:

$$D_s = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta\theta_i}{2\pi} \sum_{r=0}^{r_0} \sum_{z=0}^{z_r} SZ(z_m, \Delta z, r, \Delta r) \quad \text{Ec. I.6}$$

siendo SZ la contribución de la difusa de un elemento de volumen delimitado por  $\Delta r$ ,  $\Delta\theta$  e  $\Delta z$ .

Este modelo fue desarrollado como validación del método de doble descomposición, aunque su utilización es indispensable para tener en cuenta tridimensionalmente las heterogeneidades del medio.

### **3.- Perfil del Haz.**

La modelización de perfil de los perfiles de haz se realiza a través de una función de modulación F de la forma:

$$F = F1 \times F2 \times F3$$

Donde

- F1 es un perfil experimental de la intensidad de la fuente en aire. Esta corrección está destinada a modelizar el perfil en el intervalo 100% a 80%.
- F2 es una función analítica que permite generar la penumbra del haz dentro y fuera del campo.

$$F2 = 1 - (\beta r + 1)e^{-\beta r},$$

siendo

r la distancia al centro del haz

$\beta = \frac{C}{AP}$ , en la que C es una constante que depende del haz (y se determina experimentalmente) y AP es la anchura de la penumbra geométrica.

- F3 es una función sinusoidal destinada a mejorar la modelización de la variación del perfil en el interior del campo.

### **4.- Corrección por oblicuidad.**

El cálculo de la dosis tiene en cuenta la forma de la superficie real del paciente.

El sistema tiene en cuenta las oblicuidades de la superficie en todos los puntos del plano de cálculo recalculando su profundidad. En el ejemplo de la figura I.4, la profundidad P2 calculada para un punto fuera del eje tiene en

cuenta la divergencia del haz. La profundidad exacta de tejido atravesada es recalculada, simulando el haz como una recta que pasa por el punto de cálculo y la fuente. De esta manera, la profundidad calculada P2 en la figura I.4 no es igual que la distancia  $a$  (entre la entrada del eje del haz y el punto de cálculo) ni la distancia  $b$  (entre el punto de cálculo y la superficie siguiendo una línea paralela al eje del haz)

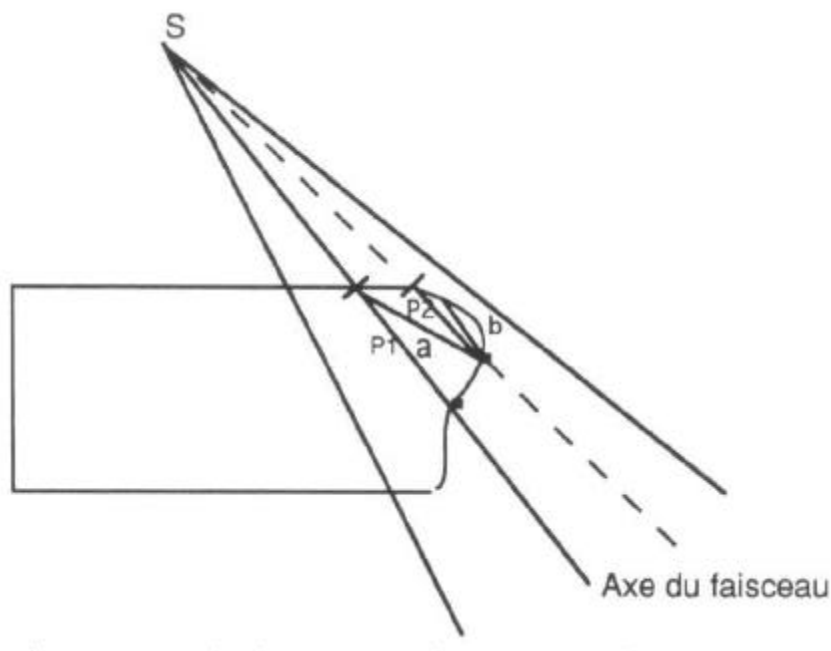


Figura I.4. Corrección por oblicuidad.

## 5.- Modelización de la heterogeneidades.

Se utilizan dos modelos distintos de cálculo de heterogeneidades:

### 5.1.- Algoritmo 2D.

Se trata de un modelo sencillo basado en el método de Batho modificado por Cunningham y Sontag para Cobalto y el método de TMR equivalentes para fotones de alta energía. La corrección se efectúa sobre la dosis total calculada para cada haz.

## 5.2.- Algoritmo 3D.

Es un modelo de funciones de difusión diferenciales (dSAR), propuesto por Cunningham y Beaudoin. Está basado en un modelo de difusión Compton de primer orden. La corrección de heterogeneidad se efectúa separadamente para la radiación primaria y la difusa. La corrección de la difusa es doble (figura I.5): entre la fuente y el punto difusor (distancia  $d_1$ ) y posteriormente entre el punto difusor y el punto de cálculo (distancia  $d_2$ ).

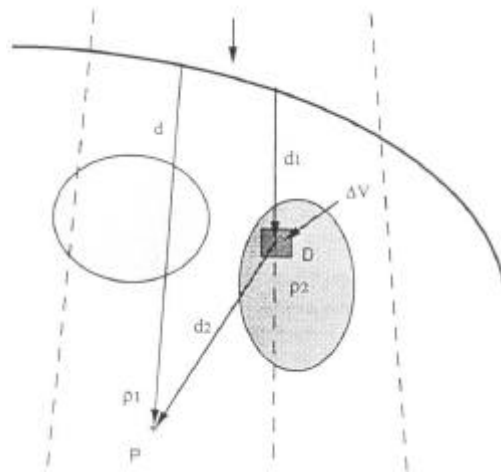


Figura I.5. Cálculo de heterogeneidad con descomposición doble de la difusa.  
[Dosigray-1996]

El elemento de volumen difusor se obtiene por descomposición de columnas difusoras en elementos de volumen (vóxeles)  $\Delta V = \Delta r \cdot \Delta \theta \cdot \Delta h$ . Esta descomposición asegura un cálculo 3D realista en medios heterogéneos, cualquiera que sea su forma, posición respecto al punto de cálculo o posición respecto al campo de irradiación.



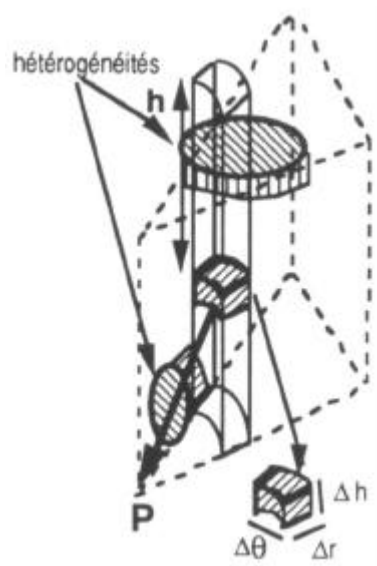


Figura I.6. Cálculo 3D heterogéneo. El volumen difusor se descompone en vóxeles y la difusa sufre una doble descomposición.  
[Dosigray-1996]

El modelo no considera heterogeneidades infinitas según el eje longitudinal del paciente, y permite considerar en cualquier plano (transversal, sagital o frontal) las heterogeneidades ausentes en el plano.

# APÉNDICE II.

## Algoritmos de reconstrucción tomográfica.

### II.1. Introducción.

La teoría matemática en la que se fundamenta la generación de imágenes tomográficas data de 1917, cuando el matemático austriaco Joseph Radon desarrolló una solución al problema de obtener una función  $f(x,y)$  a partir de un conjunto de sus proyecciones. Aplicó esta técnica a la resolución de problemas gravitacionales. Posteriormente fue utilizada para resolver problemas de astronomía y óptica, pero no fue hasta 1961 cuando se aplicó al campo de la imagen médica.

#### II.1.1. Las Proyecciones.

Consideremos en primer lugar una función bidimensional  $f(x,y)$  (figura II.1). Denominamos rayo a una línea que cruza  $f(x,y)$ , e integral de línea a la integral de  $f(x,y)$  a lo largo del rayo. El conjunto de todas las integrales de línea para una dirección dada se denomina proyección. Matemáticamente la integral puede definirse de la siguiente manera:

Teniendo en cuenta que la ecuación de la recta AB en coordenadas polares es:



con la que tendremos que trabajar, dado que los haces generados por los tubos de rayos X poseen esta forma de abanico.

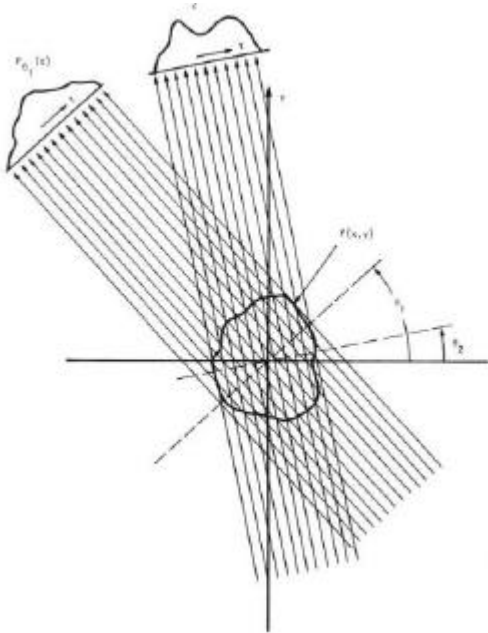


Figura II.2. Proyecciones paralelas.

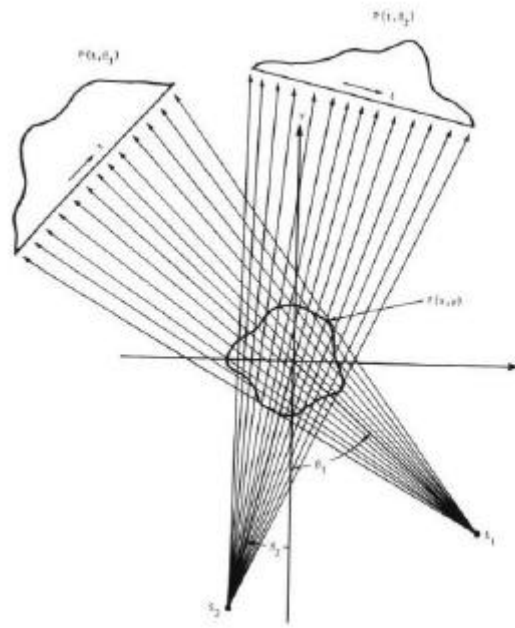


Figura II.3. Proyecciones en abanico.

## II.2. Generación de las proyecciones en tomografía.

Consideremos por simplicidad un haz paralelo de rayos X, como el de la figura II.4.

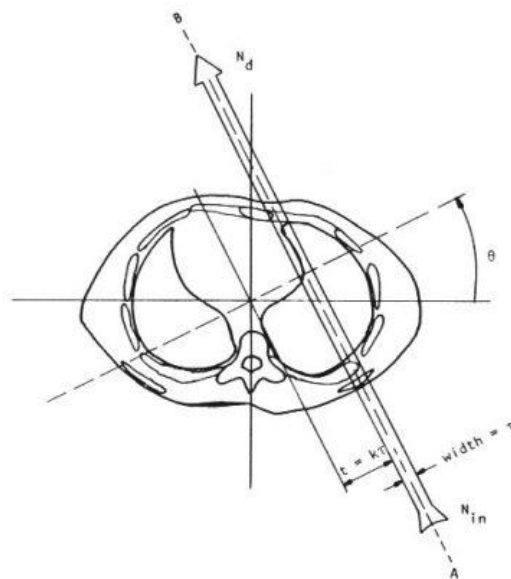


Figura II.4.

Sólo aquellos fotones que se propagan en la dirección de la flecha son considerados parte del haz. Conforme el haz se propaga, se pierden fotones, bien porque son dispersados o bien porque son absorbidos por los diferentes tejidos. En cada punto del medio, estas pérdidas se contabilizan en base al coeficiente de atenuación lineal  $\mathbf{m}$ . Sean  $N_{in}$  el número de fotones incidentes en el tiempo de captura de una proyección y  $N_d$  el número de fotones que salen por el punto B. Si asumimos que todos los fotones incidentes tienen la misma energía, la relación entre  $N_d$  y  $N_{in}$  viene dada por:

$$N_d = N_{in} e^{-\int_{rayo} \mu(x,y) dl} \quad \text{Ec. II.2}$$

donde  $\mathbf{m}(x,y)$  es el coeficiente de atenuación lineal del material atravesado en el punto  $(x,y)$  para la energía del haz. Despejando de la ecuación anterior:

$$\int_{rayo} \mu(x,y) dl = \ln \frac{N_{in}}{N_d} \quad \text{Ec. II.3}$$

La parte izquierda de la ecuación es simplemente una de las integrales de línea correspondientes a una proyección de la función  $f(x,y)$ . Esta es una simplificación importante del problema, ya que el coeficiente de atenuación lineal  $\mathbf{m}$  depende de la energía de los fotones incidentes cuyo espectro no es monocromático. Considerando la dependencia energética, la expresión correcta de las ecuaciones anteriores sería:

$$N_d = N_{in} e^{-\int_{rayo} \int_{Energías} \mathbf{m}(x,y,E) dl dE}$$
$$\int_{rayo} \int_{Energías} \mathbf{m}(x,y,E) dl dE = \ln \frac{N_{in}}{N_d} \quad \text{Ec. II.4}$$

## II.3. El Central Slice Theorem.

Este teorema es fundamental a un buen número de técnicas de reconstrucción de imágenes. Relaciona la Transformada de Fourier (TF) unidimensional de una proyección de  $f(x,y)$  con la TF bidimensional de dicha función. Véamos como:

Sea  $F(u,v)$  la TF de la imagen  $f(x,y)$ . Por definición:

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad \text{Ec. II.5}$$

Sea así mismo  $P_q(w)$  la TF de la proyección  $p_q(t)$ , es decir,

$$P_q(w) = \int_{-\infty}^{+\infty} p_q(t) e^{-j2\pi wt} dt \quad \text{Ec. II.6}$$

Si consideramos primero los valores de  $F(u,v)$  a lo largo de la línea  $v=0$  en el plano transformado  $uv$  (figura II.5):

$$\begin{aligned} F(u,0) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-j2\pi ux} dx dy = \int_{-\infty}^{+\infty} \left[ \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dy \right] e^{-j2\pi ux} dx \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} p_0(t) e^{-j2\pi ut} dt = P_0(w) \end{aligned} \quad \text{Ec. II.7}$$

ya que  $\int f(x, y) dy$  es la proyección de la imagen para  $q=0$ . Además, nótese que para esta proyección,  $x$  y  $t$  son lo mismo.

El resultado anterior indica que los valores de la TF de  $f(x,y)$  en la línea definida por  $v=0$  puede obtenerse transformando la proyección vertical de la imagen. Este resultado puede generalizarse para demostrar que si  $F(w,q)$  denota los valores de  $F(u,v)$  a lo largo de la línea que forma un ángulo  $q$  con el eje  $u$ , como se muestra en la figura II.5, y que si  $P_q(w)$  es la TF de la proyección  $p_q(t)$ , entonces se cumple que:

$$F(w, \theta) = P_q(w)$$

Ec. II.8

siendo  $w$  y  $\theta$  las coordenadas polares del plano  $uv$ .

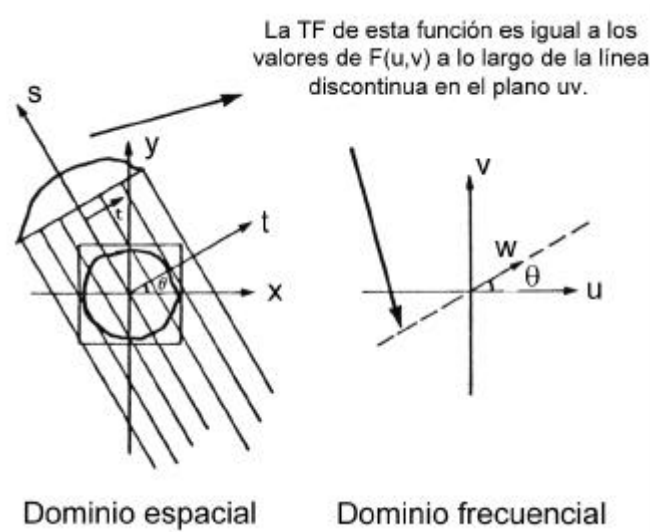


Figura II.5.

La demostración puede consultarse en la [Kak-1999].

## II.4. El algoritmo *filtered backprojection* para datos paralelos.

Es el algoritmo que está siendo utilizado en la actualidad por la casi totalidad de fabricantes de tomógrafos. Esto es debido a que es muy preciso y adecuado para una implementación computacional rápida. En este apartado se presenta el caso de proyecciones paralelas, para posteriormente introducir el caso de proyecciones en abanico.

Sean  $(w, \theta)$  las coordenadas polares en el plano  $uv$  como anteriormente. Podemos expresar entonces la TF inversa de  $F(u,v)$  de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
 f(x, y) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u, v) e^{j2p(ux+vy)} dudv = \\
 &= \int_0^{2p} \int_0^{\infty} F(w, \mathbf{q}) e^{j2pw(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q})} w dw d\mathbf{q} = \\
 &= \int_0^p \int_0^{\infty} F(w, \mathbf{q}) e^{j2pw(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q})} w dw d\mathbf{q} + \\
 &\quad + \int_0^p \int_0^{\infty} F(w, \mathbf{q} + \mathbf{p}) e^{j2pw(x \cos(\mathbf{q} + \mathbf{p}) + y \sin(\mathbf{q} + \mathbf{p}))} w dw d\mathbf{q}
 \end{aligned}$$

Ec. II.9

Utilizando la propiedad:

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

la expresión anterior para  $f(x, y)$  puede reescribirse como:

$$f(x, y) = \int_0^p \left[ \int_{-\infty}^{\infty} F(w, \mathbf{q}) |w| e^{j2pw t} dw \right] d\mathbf{q} = \int_0^p \left[ \int_{-\infty}^{\infty} P_q(w) |w| e^{j2pw t} dw \right] d\mathbf{q}$$

Ec. II.10

donde  $t$  es como antes:  $t = x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q}$ .

Esta última integral puede expresarse a su vez de la siguiente forma,

$$f(x, y) = \int_0^p Q_q(x \cos \mathbf{q} + y \sin \mathbf{q}) d\mathbf{q}$$

Ec. II.11

Donde la función  $Q_q(t)$  es

$$Q_q(t) = \int_{-\infty}^{\infty} P_q(w) |w| e^{j2pw t} dw$$

Ec. II.12

Las anteriores ecuaciones indican que para cada proyección  $p_q(t)$  en primer lugar debemos calcular la proyección modificada o filtrada  $Q_q(t)$  utilizando la ecuación anterior, para después reconstruir  $f(x, y)$  a partir de (II.11). La variable  $w$  tiene dimensión de frecuencia espacial. En principio la integración debe ser llevada a cabo para todas las frecuencias espaciales, sin embargo en la práctica, la energía contenida en las componentes de la TF es despreciable a partir de cierta frecuencia de corte, por lo que podemos considerar las proyecciones limitadas en banda. Asumamos pues que es  $t$  el intervalo de



muestreo espacial,  $W$  la frecuencia de corte y que estamos muestreando la señal a la frecuencia de Nyquist, de forma que no exista aliasing. Podemos escribir la expresión de la proyección filtrada como:

$$Q_q(t) = \int_{-\infty}^{\infty} P_q(w)H(w)e^{j2\pi wt} dw, \quad \text{con } H(w) = |w|b_w(w) \quad \text{Ec. II.13}$$

cumpliéndose

$$b_w(w) = 1, \quad |w| \leq W \\ = 0, \quad \text{en otro caso}$$

La respuesta impulsional de este filtro  $h(t)$  la obtenemos a partir de su TF inversa (figura II.6):

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} H(w)e^{j2\pi wt} dw = \frac{1}{2\tau^2} \text{sinc}^2\left(\frac{t}{\tau}\right) - \frac{1}{4\tau^2} \text{sinc}^2\left(\frac{t}{2\tau}\right) \quad \text{Ec. II.14}$$

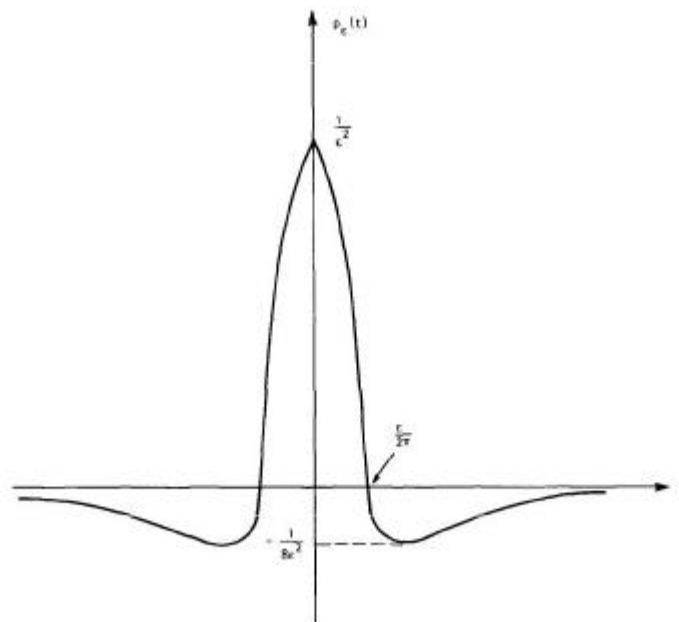


Figura II.6. Respuesta impulsional del filtro.

expresión muy sencilla de obtener a la vista de la forma del filtro en la frecuencia (figura II.17), teniendo en cuenta que  $W = \frac{1}{2t}$  ciclos/cm.

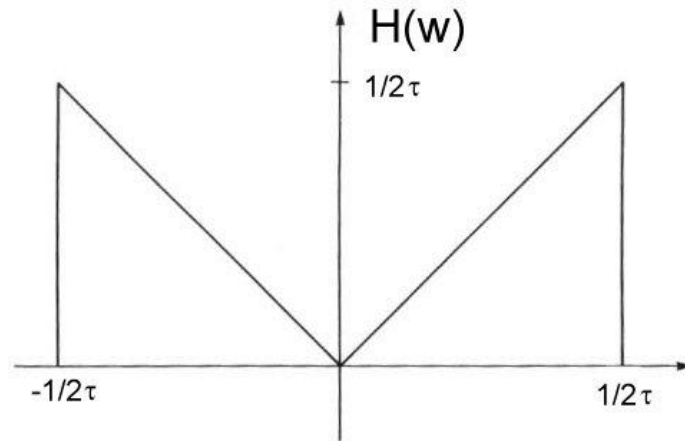


Figura II.7.

Pasando al caso discreto, las muestras de este filtro, son (figura II.8):

$$h[n] = \begin{cases} \frac{1}{4}, & n = 0 \\ 0, & n \text{ par} \\ -\frac{1}{n^2 \tau^2}, & n \text{ impar} \end{cases} \quad \text{Ec. II.15}$$

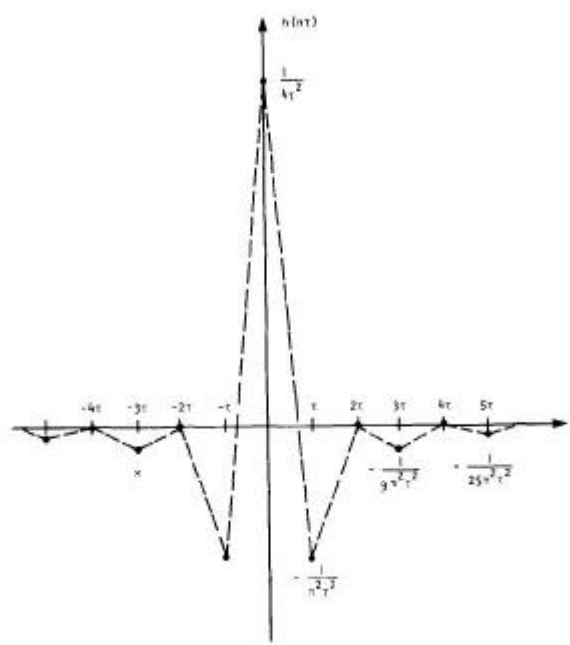


Figura II.8. Respuesta impulsional discretizada.

La palabra *backprojection* (retroproyección) que describe el algoritmo puede explicarse a la vista de la expresión de la ecuación (II.11), o a partir de la versión discreta aproximada de la misma:

$$\hat{f}(x, y) = \frac{\pi}{K} \sum_{i=1}^K Q_{\theta_i}(x \cos \theta_i + y \operatorname{sen} \theta_i) \quad \text{Ec. II.16}$$

donde K es el número de ángulos  $\theta_i$  para los que las proyecciones son conocidas.

A cada punto  $(x,y)$  del plano de la imagen le corresponde un valor de  $t = x \cos \theta + y \operatorname{sen} \theta$  para un ángulo dado  $\theta$ . La contribución que hace  $Q_{\theta_i}$  a la reconstrucción en el punto  $(x,y)$  depende del valor de  $t$  para  $(x,y)$ . Esto se ilustra mejor en la figura II.9, donde se observa claramente que para el ángulo  $\theta_i$  indicado, el valor de  $t = x \cos \theta_i + y \operatorname{sen} \theta_i$  es el mismo para todos los puntos  $(x,y)$  de la línea LM. De este modo la proyección filtrada  $Q_{\theta_i}$  realizará la misma contribución a la reconstrucción en todos esos puntos. De aquí se deduce que en la reconstrucción cada función  $Q_{\theta_i}$  se proyecta "hacia atrás" sobre el plano de la imagen (*backprojection*) La suma de todas estas *retroproyecciones* (multiplicada por  $\pi/K$ ) resulta en la reconstrucción de la imagen.

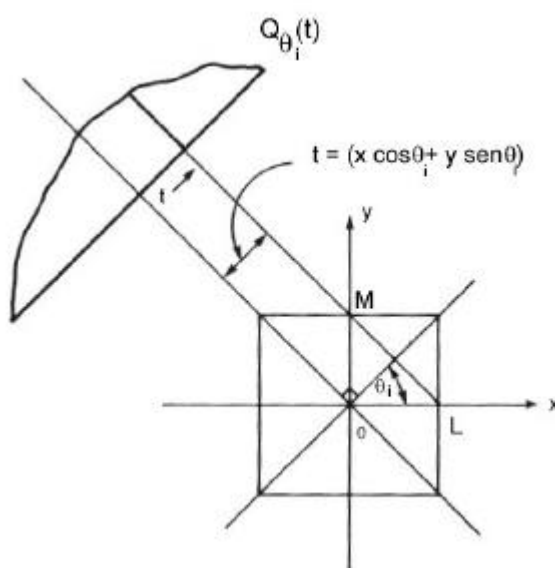


Figura II.9.

## II.5. Reconstrucción a partir de proyecciones en abanico.

Existen dos tipos de proyecciones en abanico (*fan projections*) dependiendo de si la proyección es muestreada en intervalos equiangulares o equiespaciados. Ambos tipos se muestran en las figuras siguientes:

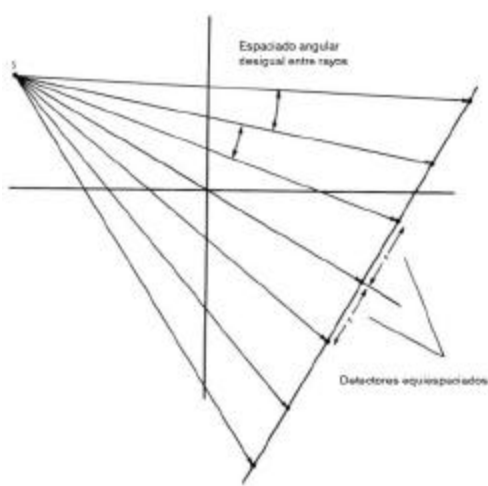


Figura II.10. Abanico equiespaciado

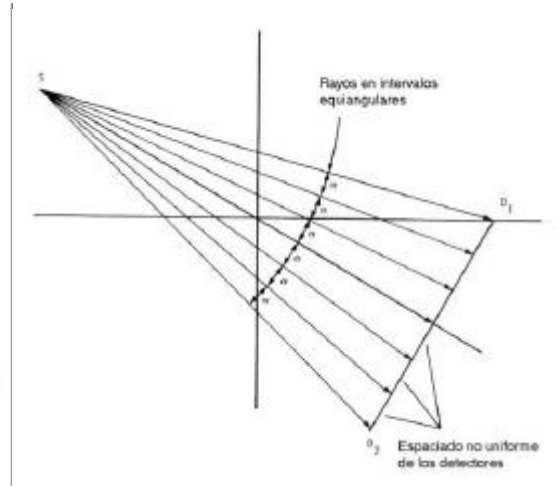


Figura II.11. Abanico equiangular

El caso que ocupa en esta Tesis es aquel en el cual los detectores se encuentran equiespaciados, impuesto por el intensificador de imagen del simulador de Radioterapia, y por la digitalización de la imagen procedente del mismo, por lo que únicamente derivaremos las ecuaciones pertenecientes este caso, ya que los algoritmos para reconstruir imágenes a partir de estas geometrías son distintos en ambos casos.

### II.5.1. Caso de detectores equiespaciados sobre una línea

Empecemos por describir la nomenclatura empleada: sea  $R_b(s)$  una proyección tal como se muestra en la figura II.12, donde  $s$  es la distancia medida sobre la línea que forma el banco de detectores.

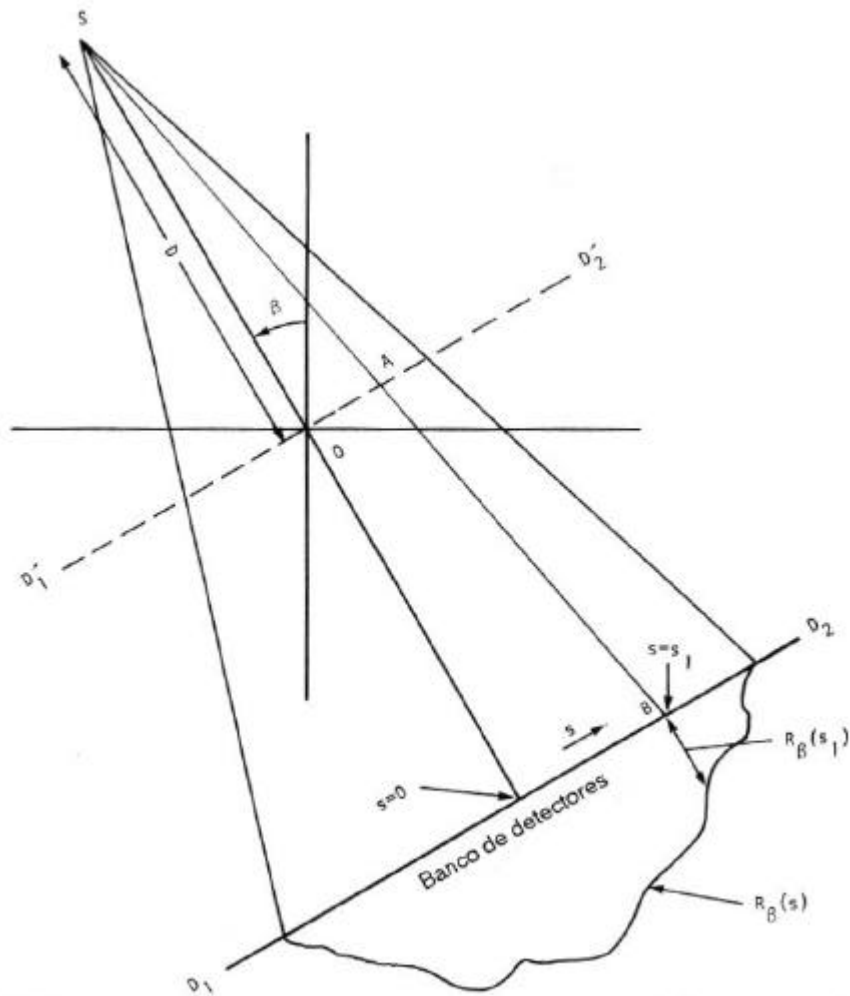


Figura II.12. Geometría con detectores equiespaciados.

Aunque las proyecciones sean medidas sobre una línea tal como la  $D_1D_2$  en la figura anterior, a efectos teóricos es más sencillo asumir la existencia de una línea de detectores  $D_1'D_2'$  que pase por el origen. Así pues asociamos la integral de línea a lo largo de  $SB$  con el punto  $A$  en  $D_1'D_2'$  en lugar del punto  $B$  sobre  $D_1D_2$ . Nos basaremos en la geometría presentada en la figura II.13.

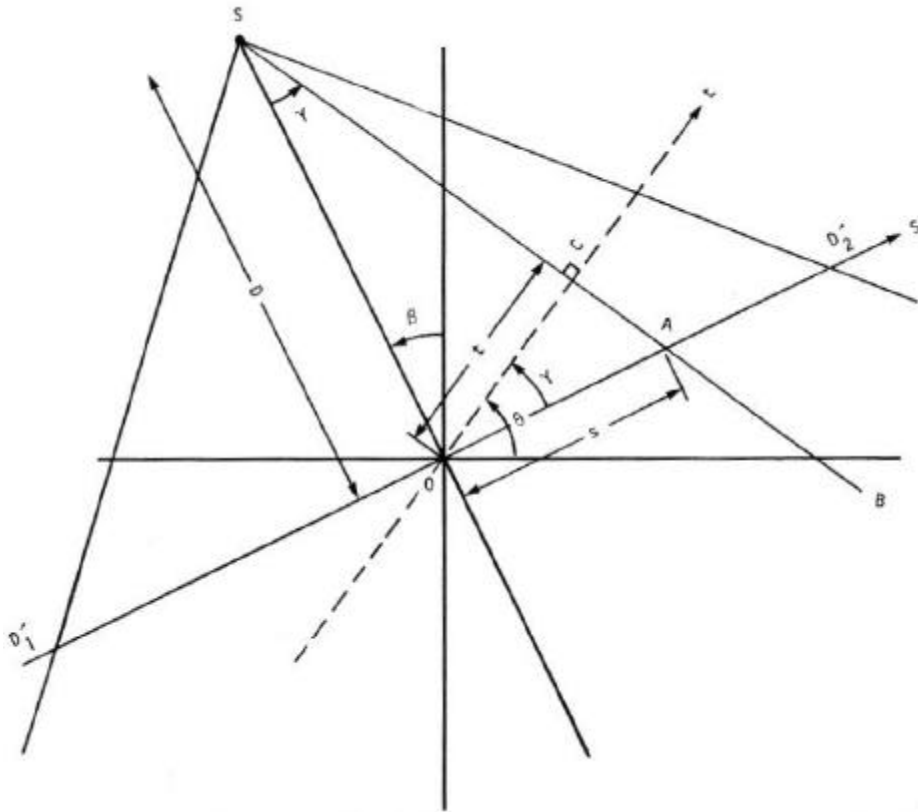


Figura II.13.

Considerando el rayo SA en la figura, el valor de s para este rayo es la longitud OA. Si los datos muestreados se hubieran obtenido a partir de proyecciones paralelas, el rayo SA pertenecería a la proyección paralela  $p_q(t)$  con los valores de  $q$  y  $t$  mostrados en la figura. Las relaciones entre  $(t, q)$  y  $(s, b)$  vienen dadas por:

$$t = s \cos g = \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}}; \quad q = b + g = b + \arctg \frac{s}{D} \quad \text{Ec. II.17}$$

donde se ha utilizado el hecho de que el ángulo AOC es igual al OSC, y D es la distancia de la fuente puntual S al origen O.

En términos de proyecciones paralelas la imagen reconstruida viene dada por:

$$f(r, \mathbf{j}) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-t_m}^{t_m} p_q(t) h(r \cos(\mathbf{q} - \mathbf{j}) - t) dt d\mathbf{q} \quad \text{Ec. II.18}$$

donde  $\pm t_m$  expresa los valores límite de la línea de detectores en el caso paralelo.

Utilizando las relaciones en (II.17) podemos expresar esta integral doble como:

$$f(r, \mathbf{j}) = \frac{1}{2} \int_{-\arctg \frac{s_m}{D}}^{\arctg \frac{s_m}{D}} \int_{-s_m}^{s_m} p_{\mathbf{b}+\mathbf{g}} \left( \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \cdot h \left( r \cos \left( \mathbf{b} + \arctg \frac{s}{D} - \mathbf{j} \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\mathbf{b} \quad \text{Ec. II.19}$$

dado que

$$dt = \frac{D\sqrt{D^2 + s^2} - sD \frac{1}{\sqrt{D^2 + s^2}} s}{(D^2 + s^2)} ds = \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds ; \quad d\mathbf{q} = d\mathbf{b} \quad \text{Ec. II.20}$$

$$dt d\mathbf{q} = \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\mathbf{b}$$

En la expresión (II.19),  $s_m$  es el valor máximo de  $s$  en cada proyección y es análogo al valor de  $t_m$  para datos paralelos. Los límites angulares cubren todo el intervalo angular de  $360^\circ$ . Puesto que todas las funciones de  $\mathbf{b}$  en (II.19) son periódicas de período  $2\pi$ , los límites inferior y superior pueden sustituirse por 0 y  $2\pi$ , respectivamente. La expresión

$$p_{\mathbf{b}+\mathbf{g}} \left( \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \quad \text{Ec. II.21}$$

corresponde a la integral de línea a lo largo de SB en la proyección paralela  $p_q(t)$ , y es idéntica a  $R_b(s)$  en proyección en abanico. Si introducimos estos cambios en (II.19) obtenemos:

$$f(r, \mathbf{j}) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-s_m}^{s_m} R_b(s) h \left( r \cos \left( \mathbf{b} + \arctg \frac{s}{D} - \mathbf{j} \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\mathbf{b} \quad \text{Ec. II.22}$$

Para expresar esta fórmula en una forma del tipo del algoritmo *filtered backprojection*, examinaremos en primer lugar el argumento de  $h$ . Este argumento puede ser reescrito como:

$$\begin{aligned} & r \cos \left( \mathbf{b} + \arctg \frac{s}{D} - \mathbf{j} \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} = \\ & = r \cos(\mathbf{b} - \mathbf{j}) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} - (D + r \sin(\mathbf{b} - \mathbf{j})) \frac{s}{\sqrt{D^2 + s^2}} \end{aligned} \quad \text{Ec. II.23}$$

Introduciremos ahora dos nuevas variables que pueden ser fácilmente calculadas por ordenador. La primera, a la que llamaremos  $U$ , es para cada píxel  $(x,y)$  la relación entre SP (figura II.14) y la distancia fuente origen. Nótese que SP es la proyección sobre el rayo central de la distancia de la fuente al píxel SE. Así pues:

$$U(r, \varphi, \beta) = \frac{\overline{SO} + \overline{EP}}{D} = \frac{D + r \sin(\beta - \varphi)}{D} \quad \text{Ec. II.24}$$



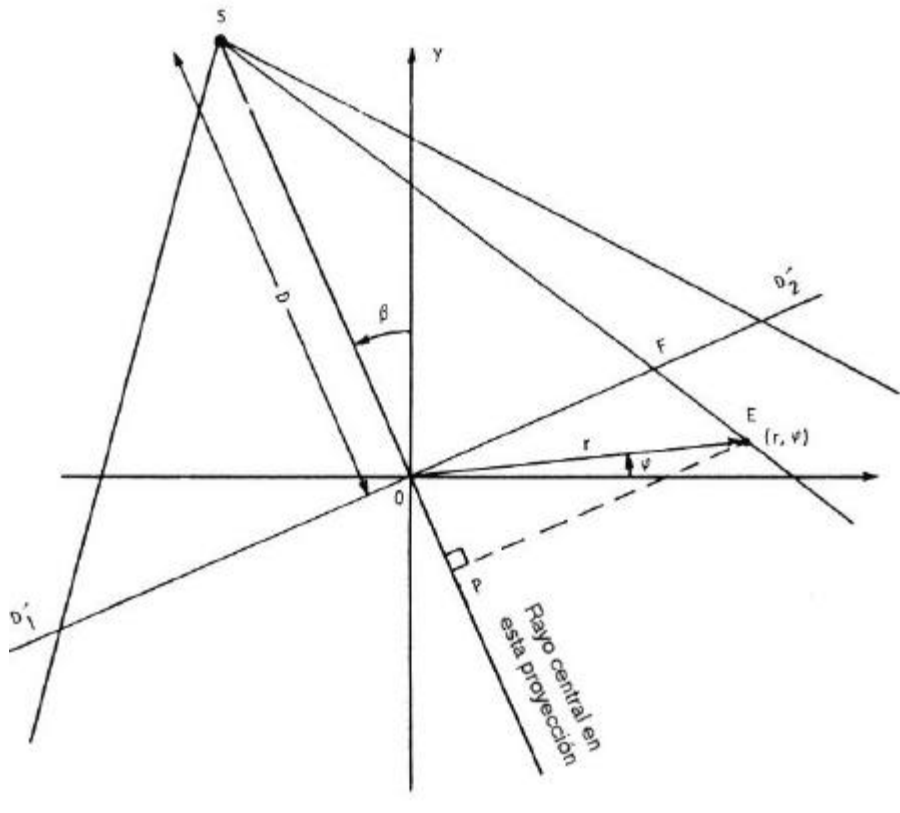


Figura II.14.

La segunda variable que vamos a introducir es el valor de  $s$  para el rayo que pasa por el píxel  $(r, j)$  bajo consideración. Sea  $s'$  este valor de  $s$ . Dado que  $s$  se mide a lo largo de la línea imaginaria de detectores  $D_1'D_2'$ , viene dado por la distancia  $OF$ . Se cumple que:

$$\frac{s'}{SO} = \frac{EP}{SP} \quad \text{Ec. II.25}$$

entonces tenemos

$$s' = D \frac{r \cos(\beta - \varphi)}{D + r \sin(\beta - \varphi)} \quad \text{Ec. II.26}$$

Ahora ya podemos expresar (II.23) mediante  $U$  y  $s'$ :

$$r \cos\left(\beta + \arctg \frac{s}{D} - \varphi\right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} = \frac{s'UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} - \frac{sUD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad \text{Ec. II.27}$$

Sustituyendo en (II.22) obtenemos:

$$f(r, \mathbf{j}) = \frac{1}{2} \int_0^{2p} \int_{-s_m}^{s_m} R_b(s) h \left( (s'-s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds db \quad \text{Ec. II.28}$$

Expresaremos ahora la función de convolución  $h$  de la ecuación anterior de una manera más próxima a la dada por la expresión (II.15). Puesto que  $h(t)$  es la TF inversa de  $|w|$  en el dominio de la frecuencia podemos expresarla así:

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |w| e^{j2\pi wt} dw \quad \text{Ec. II.29}$$

entonces,

$$h \left( (s'-s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) = \int_{-\infty}^{\infty} |w| e^{j2\pi w (s'-s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}}} dw \quad \text{Ec. II.30}$$

Utilizando la transformación

$$w' = w \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad \text{Ec. II.31}$$

Podemos reescribir la ecuación (II.29) de la siguiente forma:

$$h \left( (s'-s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) = \frac{D^2 + s^2}{U^2 D^2} \int_{-\infty}^{\infty} |w| e^{j2\pi (s'-s) w'} dw' = \frac{D^2 + s^2}{U^2 D^2} h(s'-s) \quad \text{Ec. II.32}$$

Y sustituyendo en (II.28) obtenemos finalmente:

$$f(r, \mathbf{j}) = \int_0^{2p} \frac{1}{U^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_b(s) g(s'-s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} ds db \quad \text{Ec. II.33}$$

donde

$$g(s) = \frac{1}{2} h(s) \quad \text{Ec. II.34}$$

A efectos de una implementación computacional, podemos interpretar la expresión integral anterior como un algoritmo *filtered backprojection* ponderado. Para mostrarlo descomponemos (II.33) de la forma siguiente:

$$f(r, \varphi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} Q_{\beta}(s') d\beta \quad \text{Ec. II.35}$$

con

$$Q_{\beta}(s) = R'_{\beta}(s) * g(s) \quad \text{Ec. II.36}$$

y

$$R'_{\beta}(s) = R_{\beta}(s) \cdot \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad \text{Ec. II.37}$$

Las ecuaciones anteriores sugieren los siguientes pasos para un posible programa de reconstrucción:

**1. Paso:** Adquirir las proyecciones necesarias  $R_{b_i}$ , siendo  $b_i$  los ángulos para los cuales se han tomado las proyecciones en abanico. Las muestras para cada proyección serán  $R_{b_i}[n]$ , con  $n$  tomando valores enteros, siendo  $n=0$  el rayo que pasa por el origen. Entonces, el primer paso será generar las correspondientes proyecciones modificadas:

$$R'_{\beta_i}[n] = R_{\beta_i}[n] \cdot \frac{D}{\sqrt{D^2 + n^2}} \quad \text{Ec. II.38}$$

**2. Paso:** Convolucionar cada proyección modificada  $R_{b_i}[n]$  con  $g[n]$  para generar la correspondiente proyección filtrada:

$$Q_{\beta_i}[n] = R'_{\beta_i}[n] * g[n] \quad \text{Ec. II.39}$$

donde la secuencia  $g[n]$  viene dada por

$$g[n] = \frac{1}{2} h[n] \quad \text{Ec. II.40}$$

Así pues los valores de  $g[n]$  serán

$$g[n] = \begin{cases} \frac{1}{8}, & n = 0 \\ 0, & n \text{ par} \\ -\frac{1}{2n^2\pi^2}, & n \text{ impar} \end{cases} \quad \text{Ec. II.41}$$

En la práctica se obtienen mejores reconstrucciones si se utiliza un filtrado pasa baja de suavizado al tiempo de realizar la convolución, generalmente con una ventana de tipo Hamming [Smith-1999].

**3. Paso:** Llevar a cabo una *retroproyección* ponderada de cada una de las proyecciones filtradas, a lo largo del abanico correspondiente. La suma de todas estas *retroproyecciones* resulta en la imagen reconstruida:

$$f(x, y) = \Delta\beta \sum_{i=1}^M \frac{1}{U^2(x, y, \beta_i)} Q_{\beta_i}(s') \quad \text{Ec. II.42}$$

donde  $s'$  identifica al rayo que pasa por  $(x, y)$  en el abanico, con la fuente en la posición angular  $\beta_i$ . Por supuesto, este valor de  $s'$  puede no corresponder con uno de los valores de  $n$  en los cuales  $Q_{\beta_i}$  es conocido. En ese caso será necesario interpolar adecuadamente.

## II.5.2. Ejemplo de demostración.

Veamos un caso sencillo de *backprojection* simple (sin filtrado con  $h(t)$ ), para posteriormente resaltar el efecto de este filtro de convolución sobre la imagen reconstruida.

### Método de backprojection elemental:

Fue el primero que se utilizó, aunque con resultados poco prácticos. Supongamos una matriz 2x2 con los siguientes valores que formarán las proyecciones:

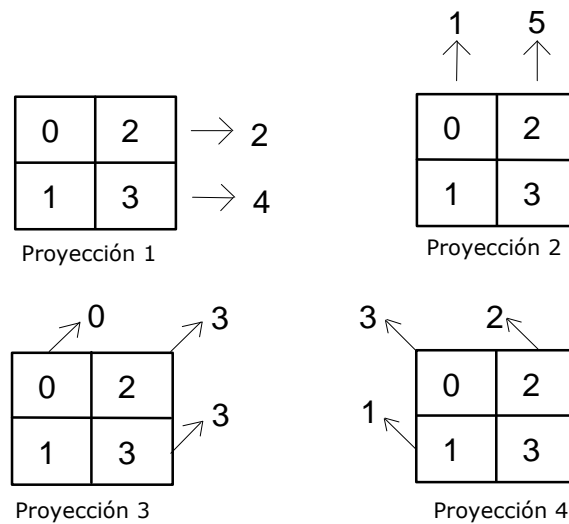


Figura II.15.

Este método consiste en la suma de los valores de cada proyección sobre la matriz destino, de forma inversa a como se generaron. Esquemáticamente:

BP proyección 1.

2	2
4	4

BP proyección 2.

3	7
5	9

BP proyección 3.

3	10
8	12

BP proyección 4.

6	12
9	15

Esta matriz final puede convertirse en la primera, si le restamos el valor constante de fondo 6, y dividimos el resultado entre 3.

Veamos ahora gráficamente como sería la reconstrucción de un objeto puntual, utilizando el método de *backprojection* simple.

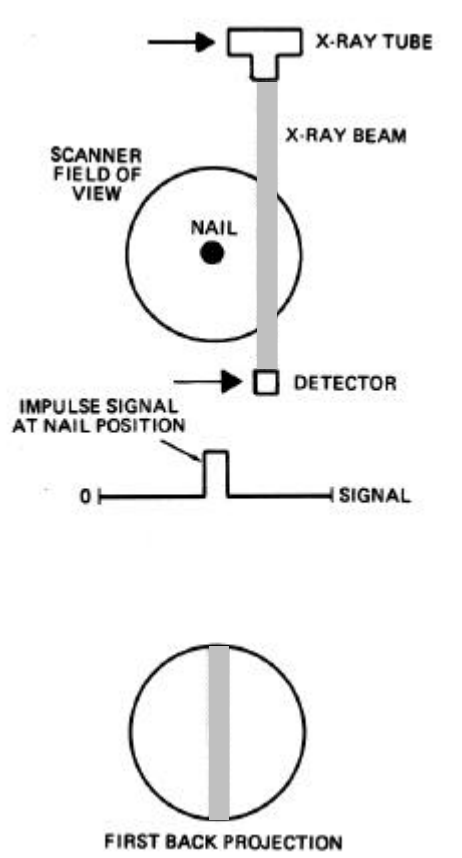


Figura II.16.

En la figura de la izquierda se puede apreciar la señal generada por el detector, cuyo valor es proyectado sobre todo el círculo de reconstrucción (*field of view*).

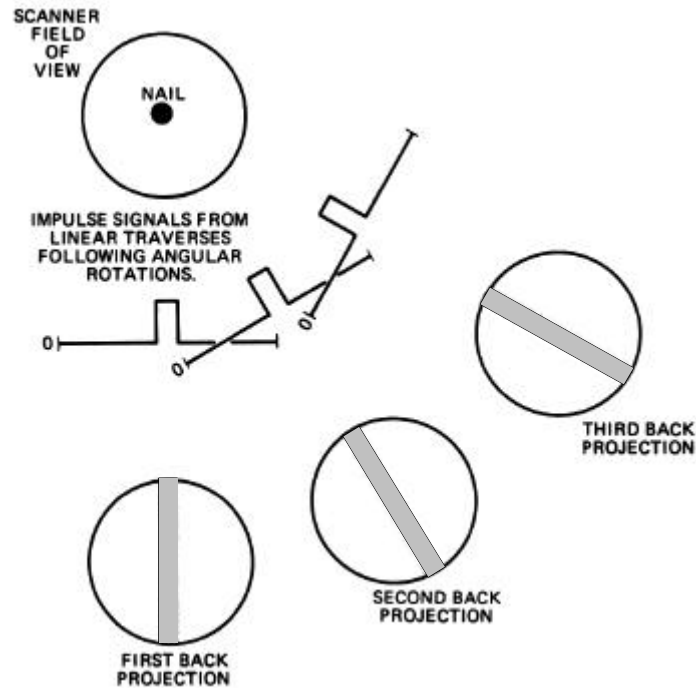


Figura II.17. Proceso de retroproyección.

El proceso se repite para sucesivas posiciones angulares, como se puede observar en la figura inferior.

La suma de todas estas retroproyecciones resulta en un patrón en forma de estrella (ver siguiente figura), con tantas puntas como número y dirección de proyecciones se haya tomado. Se puede considerar como la respuesta impulsional del sistema que engloba el proceso de retroproyección y suma de las proyecciones.

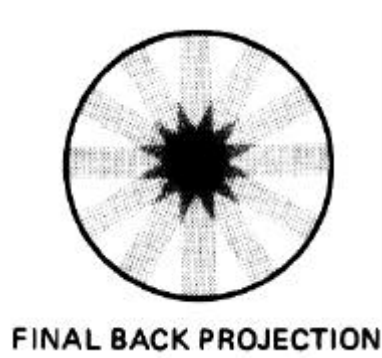


Figura II.18.

Un objeto cualquiera puede considerarse como una colección de puntos. En el proceso de retroproyección y suma, cada punto del objeto dará lugar a un patrón estrellado, y por lo tanto a una imagen reconstruida con dicha

característica. Puede entenderse como la convolución del patrón de estrella con cada punto del objeto, lo que producirá una imagen borrosa (efecto *blurring*).

### Método *filtered backprojection*:

La borrosidad de la imagen puede eliminarse si las proyecciones son filtradas adecuadamente antes de ser proyectadas y sumadas sobre la imagen. El filtro, cuya expresión ya se conoce (II.6) produce al convolucionarse con las proyecciones, unos lóbulos laterales positivos y negativos, cuyo efecto global es precisamente el de eliminar la borrosidad inherente al proceso de retroproyección y suma.

A continuación se incluyen las mismas figuras anteriores, donde se observan los efectos del filtrado.

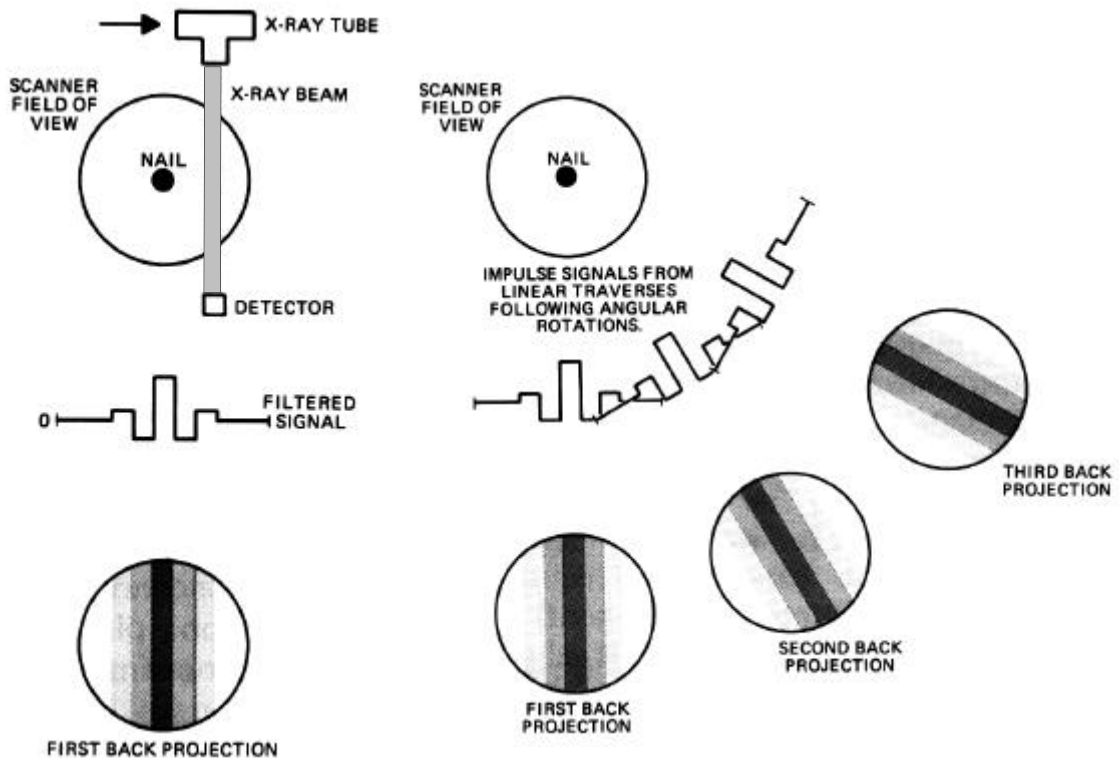
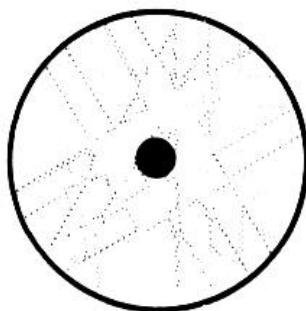


Figura II.19. Proceso de retroproyección filtrada.





**FINAL BACK PROJECTION**

Figura II.20.

I

## APÉNDICE III.

### Acrónimos.

AAM	Anchura a Altura Mitad. Cfr. §3.3.5
AAPM	American Association of Physicists in Medicine. Cfr. §3.3.1
AP	Anteroposterior.
API	Del inglés <i>Application Programmers Interface</i> . Cfr. §2.3
BEV	Del inglés <i>Beam-Eye View</i> . Cfr. §1.5.1.2
CCD	Del inglés <i>Charge Coupled Device</i> Cfr. §3.3..4
CTV	Del inglés <i>Clinical Target Volume</i> . Cfr. §1.4
DFI	Distancia Foco-Intensificador. Cfr. §3.3.1
DFP	Distancia Fuente Piel. Ver SSD.
DICOM	Del inglés <i>Data Interchange and Communication in Medicine</i> . Estándar de almacenamiento e intercambio de información en medicina. Cfr. §2.3
DII	Distancia Isocentro-Intensificador. Cfr. §3.3.1
DUI	Diámetro Útil del Intensificador. Cfr. §3.3.1
EPID	Del inglés <i>Electronic Portal Imaging Device</i>
FDP	Función de Densidad de Probabilidad Cfr. §6.4.2
FFT	Del inglés <i>Fast Fourier Transform</i> (Transformada rápida de Fourier)
GTV	Del inglés <i>Gross Tumour Volume</i> . Cfr. §1.4
HDV	Histograma de Dosis Volumen. Cfr. §1.5.1.3
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements.

IM	Del inglés <i>Internal Margin</i> (Margen Interno). Cfr. §6.1
KV	KiloVoltio. Cfr. §3.2.4
mA	miliAmperio. Cfr. §3.2.4
MDI	Del inglés <i>Múltiple Document Interface</i> Cfr. §2.3
MTF	Del inglés <i>Modulation Transfer Function</i> . Función de transferencia de la modulación. Cfr. §3.3.5
OAR	Del inglés <i>Off Axis Ratio</i> , Factor Fuera de Eje . Cfr. §1.1.2
PSF	Del inglés <i>Point Spread Function</i> . Respuesta impulsional Cfr. §3.3.5
PTV	Del inglés <i>Planning Target Volume</i> . Cfr. §1.4
RDR	Radiografía Digitalmente Reconstruida. Cfr. §1.5.1.2
REV	Del inglés <i>Room-Eye View</i> . Cfr. §1.5.1.2
RNM	Resonancia Nuclear Magnética.
ROI	Del inglés <i>Region Of Interest</i> (Región de interés).
SM	Del Inglés Set-up Margin (Margen de posicionamiento). Cfr. §6.1
SNR	Del inglés <i>Signal to Noise Ratio</i> . Relación señal-ruido.
SPECT	Del inglés <i>Single-Photon Emission Computed Tomography</i> . Cfr. §2.1
SSD	Del inglés <i>Source Skin Distance</i> . Distancia Fuente Superficie, también llamada Distancia Fuente Piel. Cfr. §1.1.2
TAC	Tomografía Axial Computarizada (TC). Tomógrafo. Cfr. §1.3
TC	Tomografía Computarizada. Tomógrafo. Cfr. §1.3
TF	Transformada de Fourier.
TWAIN	Protocolo estándar de control de digitalizadores tipo escáner bajo MS-Windows (las siglas no tienen ningún significado). <a href="http://www.twain.org">www.twain.org</a> Cfr. §2.3

## Bibliografía.

- [Adams-1993] Adams, L. "Programación avanzada de gráficos en C para Windows". Ed. McGraw-Hill, 1993.
- [Agostinelli-2000] Agostinelli S, Foppiano F, Garelli S, Paoli G. "Computational feasibility of 3D cone-beam tomography for radiotherapy". Radiother. Oncol. 56, 2000.
- [Ahmad-1997] Ahmad NR, Huq MS, Corn BW. "Respiration-induced motion of the kidneys in whole abdominal radiotherapy: implications for treatment planning and late toxicity". Radiother. Oncol. 42. 1997.
- [Alfonseca-1992] Alfonseca M, Alcalá A. "Programación orientada a objetos. Teoría y técnicas OOP para desarrollo de software". Ed. Anaya Multimedia, 1992.
- [Antolak-1998] Antolak, JA, Rosen II, Childress, CH, Zagars, GK, Pollack, A. "Prostate target volume variations during a course of radiotherapy". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 42(3). 1998.
- [Antolak-1999] Antolak JA, Rosen II. "Planning target volumes for radiotherapy: how much margins is needed?" Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 44(5).1999.
- [Armstrong-1998] Armstrong JG. "Target volume definition for three-dimensional conformal radiation therapy of lung cancer". Br. J. Radiol. 71. 1998.
- [Asahina-2000] Asahina H. "Detector plano de rayos X de selenio para fluoroscopia y radiografía digital". Revista de Física Médica 1(1) 2000.

- [Balter-1996] Balter JM, Ten Haken RK, Lawrence TS, Lam KL, Robertson JM. "Uncertainties in CT-based radiation therapy treatment planning associated with patient breathing". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 36(1). 1996.
- [Balter-1998] Balter, JM, Lam KL, McGinn, CJ, Lawrence, TS, Ten Haken RK. "Improvement of CT-based treatment-planning models of abdominal targets using static exhale imaging". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 41(4). 1998.
- [Barret-1984] Barret HH. "The Radon transform and its applications". en *Progress in Optics XXI*. Ed. E. Wolf, Elsevier Science Publishers, 1984.
- [Beauvais-1987] Beauvais H. "Modélisation des distributions de dose sur l'axe pour faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie". Tesis Doctoral n° 136. Universidad Paul Sabatier de Toulouse 1987.
- [Bedford-1998] Bedford JL, Shentall GS. "A digital method for computing target margins in radiotherapy". *Med. Phys.* 25(2). 1998.
- [Boone-1991] Boone JM, Seibert JA, Barret WA, Blood EA. "Analysis and correction of imperfections in the image intensifier-TV-digitizer imaging chain". *Med. Phys.* 18(2) 1991.
- [Booth-1999] Booth JT, Zavgorodni SF. "Set-up error & organ motion uncertainty: a review". *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 22(2). 1999.
- [Borland-1992a] Borland International. "Borland Pascal with objects. Language guide". Borland 1992.
- [Borland-1992b] Borland International. "ObjectWindows. Programming guide." Borland 1992.
- [Bornstein-1990] Bornstein BA, Cheng CW, Rhodes LM, Rashid H, Stomper PC, Siddon EL, Harris JR. "Can simulation measurements be used to predict the irradiated lung volume in the tangential fields in patients treated for breast cancer?". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18, 1990.
- [Brahme-1984] Brahme A. "Dosimetric precision requirements in radiation therapy". *Acta. Radiol. Oncol.* 23, 1984.

- [Brahme-1988] Brahme A. "Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons". Acta Oncol. Suppl. 1 1988.
- [Brooks-1975] Brooks RA , Di Chiro G. "Theory of image reconstruction in computed tomography". Radiology 117, 1975.
- [Carabante-1995] Carabante MD, Eudaldo T, Ribas M, Jornet N. "Puesta en marcha de un filmdensitómetro para la verificación de campos de irradiación". Proc. X. Congreso Nacional de Física Medica. Salamanca 1995.
- [Celi-1997] Celí JC. "La planificación tridimensional en radioterapia externa". Proc. XI Congreso Nacional de Física Médica. Valencia, 1997.
- [Chakraborty-1987] Chakraborty DP. "Image intensifier distortion correction". Med. Phys. 14(2) 1987.
- [Chen-1996] Chen GTY, Pelizzari CA, Vijayakumar S. "Imaging: The basis for effective therapy". En "3-D Conformal Radiotherapy", ed. Karger 1996.
- [Cheng-1994] Cheng C, Das IJ, Stea B. "The effect of the number of computed tomographic slices on dose distributions and evaluation of treatment planning systems for radiation therapy of intact breast" Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 30(1) 183-194. 1994.
- [Cho-1995] Cho PS, Jonson R. H, Griffin T.W. "Cone-beam CT for Radiotherapy applications". Phys.Med.Biol. 40,1995.
- [Cho-1998] Cho PS, Lindsley KL, Douglas JG, Stelzer KJ, Griffin TW. "Digital radiotherapy simulator". Comput. Med. Imag. Graph. 22 1998.
- [Clarkson-1941] Clarkson JR "A note on depth doses in fields of irregular shapes". Br. J. Radiol. 14 1941.
- [Costa-1983a] Costa JM, Venetsanopoulos AN, Trefler M. "Design and implementation of digital tomographic filters". IEEE Trans. Med. Imaging. MI-2, 1983.
- [Costa-1983a] Costa JM, Venetsanopoulos AN, Trefler M. "Digital tomographic filtering of radiographs". IEEE Trans. Med. Imaging. MI-2, 1983.
- [Costa-1985] Costa JM, Venetsanopoulos AN, Trefler M. "Evaluation of digital tomographic filters". IEEE Trans. Med. Imaging. MI-2, 1985.

- [Cunningham-1972] Cunningham JR. "Scatter-air ratios". *Phys. Med. Biol.* 17, 1972.
- [Cunningham-1989] Cunningham JR. "Keynote address: development of computer algorithms for radioation treatment planning". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 16, 1989.
- [Diallo-1993] Diallo I, Bouhnik H, Aubert B, Chavaudra J. "Étude des caractéristiques et performances d'un simulateur-scanner". *Bull cancer/radiother.* 80, 1993.
- [Díez-1992] Díez S, Garcia J. "Uso de cámaras CCD en densitometría". *Proc. V Simposium Nacional de reconocimiento de formas y análisis de imagen.* Valencia 1992.
- [Díez-1993] Díez S. "Calibrado de cámaras CCD para densitometría". Tesis de Licenciatura. Universitat de València 1993.
- [Díez-1995] Díez S, Hernandez G. "Diseño de un sistema de densitometría digital para el control de haces de radiación terapéuticos". *Proc. X. Congreso Nacional de Física Medica.* Salamanca 1995.
- [Díez-1996] Díez S, Garcia J, Hernández G, Ciudad J. "Caracterización de las cámaras CCD como sistema de adquisición de imágenes en Radiología". *Radiología* 1996; 38 (1): 37-43.
- [Díez-1996b] Díez S, Hernández G. "Descripción y calibrado de un simulador TC para radioterapia". *Radiologia* 1996; 39 (3):187-194
- [Díez-1996c] Díez S, Garcia J, Hernández G. "Improving the imaging capabilities of a simulator with CT-Extension (Sim-CT). 15th Annual ESTRO meeting. Viena 1996.
- [Díez-1996d] Díez S, Algas R, Ferrer C, Ferrer E, Dualde D, Gonzalez A. "Breast treatment simulation: Evaluation of changes in dosification and irradiation volume due to arm position". 15th Annual ESTRO meeting. Viena 1996.
- [Díez-1996e] Díez S, Algas R, Ferrer C, Ferrer E, Gonzalez A, Dualde D. "Simultaneous three-dimensional calculation of four field breast radiotherapy treatment: dosification implications". 15th Annual ESTRO meeting. Viena 1996.

- [Díez-1997] Díez S, Santos A, García J, Hernández G. "Detección automática de variaciones espaciales en imágenes digitalizadas de verificación de tratamientos en radioterapia". XI Congreso Nacional de Física Médica. Valencia 1997.
- [Díez-1997a] Díez S, García J, Ferreira C, Santos A. "Aplicación del filtro de Wiener a la valoración de movimientos fisiológicos en el tratamiento de cáncer con Radioterapia". 5ª Reunión Nacional de Óptica. Valencia 1997.
- [Díez-1999] Díez S, García J. "Superposición exacta de imágenes de simulación y verificación de tratamiento". XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander 1999.
- [Díez-1999a] Díez S, García J. "Tratamiento digital de imágenes en radiofísica". XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander 1999.
- [Díez-1999b] Díez S, Santos A, Hernández G. "Aplicación Clínica de técnicas de análisis y reducción de incertidumbres en tratamientos de radioterapia". XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander 1999.
- [Díez-2000] Díez S. "Introducción al tratamiento digital de imágenes científicas". Radiología 42, 2000.
- [Díez-2000a] Díez S, Coll LN, Sanmartín J. "Development of a radiotherapy simulation imaging system with CT reconstruction". 19<sup>th</sup> annual ESTRO meeting. Estambul 2000.
- [Díez-2000b] Díez S, Santos A, García J. "CTV definition by automatic measurement and integration of organ motion". 19<sup>th</sup> annual ESTRO meeting. Estambul 2000.
- [Díez-2000c] Díez S, González A. "Dose Volume Histograms with simulator-CT images". 19<sup>th</sup> annual ESTRO meeting. Estambul 2000.
- [Dobbs-1992] Dobbs J, Barret A, Ash D. "Practical radiotherapy planning". Ed. Edward Arnold 1992.
- [Dosigray-1996]. Dosigray. "Manual del usuario de Dosigray". Instituto Gustave Roussy. 1996.
- [Dowsett-1992] Dowsett RJ, Galvin JM, Cheng E, Smith R, Epperson R, Harris R, Henze G, Needham M, Payne R, Peterson MA, Skinner AL, Reynolds



- A. "Contouring structures for 3-dimensional treatment planning". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* (5) 22 1992.
- [Duda-1973] Duda RO, Hart PE. "Pattern classification and scene analysis". John Wiley & Sons 1973.
- [Ekberg-1998] Ekberg L, Holmberg O, Wittgren L, Bjelkengren G, Landberg T. "What margins should be added to the clinical target volume in radiotherapy treatment planning for lung cancer?". *Radiother. Oncol.* 48(1). 1998.
- [Emami-1991] Emami B, Lyman J, Brown A, Coia L, Goitein M, Munzenrider JE, Shank B, Solin LJ, Wesson M. "Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21(1) 1991.
- [Emami-1991a] Emami B, Purdy JA, Manolis J, Cheng E. "Three dimensional treatment planning for lung cancer". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21(1). 1991.
- [Evans-1992] Evans PM, Gildersleve JQ, Morton EJ, Swindell W. "Image comparison techniques for use with megavoltage imaging systems". *Br. J. Radiol.* 776 (65) 1992.
- [Fahring-1997] Fahring R, Moreau M, Holdsworth DW. "Three-dimensional computed tomographic reconstruction using c-arm mounted XRII: correction of image intensifier distortion". *Med. Phys.* 24 (7) 1997.
- [Feldkamp-1984] Feldkamp LA, Davis LC, Crees JW. "Practical Cone-beam algorithm". *J.Opt.Soc.Am. A* 1(6) 1984.
- [Fourquet-1991] Fourquet A, Campana F, Rosenwald JC, Vilcoq JR. "Breast irradiation in the lateral decubitus position: technique of the Institut Curie". *Radiother. Oncol.* 1991.
- [Fraass-1995] Fraass BA, McShan DL. "Three-dimensional photon beam treatment planning" en "Radiation Therapy Physics". Ed. A. R. Smith. Springer Verlag 1995.
- [Gagliardi-1992] Gagliardi G, Lax I, Rutqvist LE. "Radiation therapy of stage I breast cancer: analysis of treatment technique accuracy using three-dimensional treatment planning tools". *Radiother. Oncol.* (24) 1992.

- [GarcíaF-1999] García F, Pérez L, Prieto C, Morís R, Martín C y Torres J. "Control de calidad comparado de dos sistemas de digitalización de placas. Scanner laser LUMISCAN 75 y sistema CCD VIDAR VXR-12". Proc. XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander, 1999.
- [GarcíaM-1994] García J. "Detección invariante a rotaciones de objetos policromáticos". Tesis Doctoral. Universitat de Valencia, 1994.
- [GarcíaP-1998] García P. "Correlacions morfològica i no lineals obtingudes oer mètodes opticodigitals". Tesis Doctoral. Universitat de Valencia, 1998.
- [Gaskill-1978] Gaskill JD. "Linear systems, Fourier transformas and optics". Ed. John Wiley & Sons 1978.
- [Gonzalez-1987] González RC, Wintz P. "Digital image processing". Ed. Addison-Wesley 1987.
- [Gonzalez-2000] González A. "Efecto sobre la función respiratoria de la radioterapia del cáncer de mama." Tesis Doctoral. Universitat de València. 2000.
- [Goodman-1968] Goodman JW. "Introduction to Fourier Optics". Ed. McGraw Hill 1968.
- [Gore-1980] Gore JC, Leeman S. "The reconstruction of objects from incomplete projections". Phys. Med. Biol. 25(1) 1980.
- [Granfors-2000] Granfors PR, Aufrichtig R. "Performance of a 41x41-cm<sup>2</sup> amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications". Med.Phys 27(6) 2000.
- [Hartson-1995]. Hartson M, Champney DL, Currier J, Krise J, Marvel J, Schirjvershof M, Sensing J. "Comparison of CT numbers determined by a simulator-ct & diagnostic scanner", Nucletron-oldelft Activity Report No.6, 1995.
- [Hector-2000] Hector CL, Webb S, Evans PM. "The dosimetric consequences of inter-fractional patient movement on conventional and intensity-modulated breast radiotherapy treatments". Radiother. Oncol. 54(1). 2000.
- [Hendee-1996] Hendee WR, Ibbot GS. "Radiation Therapy Physics".Ed. Mosby 1996.

- [Herman-1982] Herman GT. "Reconstruction algorithms for nonstandard CT scanner designs". *Journal of Medical Systems*. 6(6) 1982.
- [Huizenga-1988] Huizenga H, Levendag P, De Porre P, Visser A. "Accuracy in radiation field alignment in head and neck cancer: A prospective study". *Radiother. Oncol.* 11, 1988.
- [ICRU-1976] International Commission on Radiation Units and Measurements. "Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures". ICRU Report 24. ICRU 1976.
- [ICRU-1978] International Commission on Radiation Units and Measurements. "Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons". ICRU Report 29. ICRU 1978.
- [ICRU-1986] International Commission on Radiation Units and Measurements. "Modulation Transfer Function Of Screen-Film Systems". ICRU Report 41 1986.
- [ICRU-1987] International Commission on Radiation Units and Measurements. "Use of computers in external radiotherapy procedures with high energy photons and electrons". ICRU Report 42. ICRU 1987.
- [ICRU-1992] International Commission on Radiation Units and Measurements.. "Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection". ICRU Report 48. ICRU 1992.
- [ICRU-1993] International Commission on Radiation Units and Measurements.. "Prescribing, recording and reporting photon beam therapy". ICRU Report 50. ICRU 1993.
- [ICRU-1999] International Commission on Radiation Units and Measurements.. "Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. (supplement to ICRU report 50)". ICRU Report 62. ICRU 1999.
- [Jaffray-2000] Jaffray DA, Siewerdsen JH. "Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization". *Med. Phys.* 27 (6) 2000.
- [Judy-1977] Judy PF, Balter S, Bassano DA, McCullough EC, Payne TJ, Rothenberg L. "Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners". AAPM Report #1. AAPM 1977.

- [Kak-1999] Kak AC, Slaney M. "Principles of computerized tomographic imaging". IEEE Press, 1999.
- [Kay-1992] Kay DC, Levine JR. "Graphics file formats". Ed. Windcrest/McGraw Hill, 1992.
- [Keall-1999] Keall PJ, Beckman, WA, Booth, JT, Zavgorodni, SF, Oppelaar, M. "A method to predict the effects of organ motion and set-up variations on treatment plans". Australas. Phys. Eng. Sci. Med. 22(2). 1999.
- [Kermath-1990]. Kermath Manufacturing Corporation. "Notes on the interfacing of radiotherapy simulators to the T.O.P. 2200 system". Technical note 20-0001, Issue 2. Kermath Manufacturing Corporation., Richmond 1990.
- [Killoran-1997] Killoran JH, Koody, HM, Gladstone, DJ, Welte, FJ, Beard, CJ. "A numerical simulation of organ motion and daily setup uncertainties: implication for radiation therapy". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 37(1). 1997.
- [Kubo-2000] Kubo HD, Len PM, Minohara S, Mostafavi, H. "Breathing-synchronized radiotherapy program at the University of California Davis Center Cancer". Med. Phys. 27(2). 2000.
- [Leunens-1992] Leunens G, Verstraete J, Van der Bogaert W, Van Dam J, Dutreix A, Van der Schueren E. "Human errors in data transfer during the preparation and delivery of radiation treatment affecting the final result: 'garbage in,garbage out'". Radiother. Oncol. 23, 1992.
- [Lobato-1997] Lobato R, Pombar M, Medina E, González E, Ares M, Carballo A, Salvador N, Cascallar L, Porto MC. "Planificación y simulación del tratamiento radioterápico del cáncer de mama con TC como simulador". Proc. XI Congreso Nacional de Física Médica. Valencia, 1997.
- [Lujan-1999] Lujan AE, Ten Haken RK. "Quantization of setup uncertainties in 3D dose calculations". Med. Phys. 26(11). 1999.
- [Lujan-1999a] Lujan AE, Larsen EW, Balter JM, Ten Haken RK. "A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculations". Med. Phys. 26(5) 1999.
- [Mageras-1996] Mageras GS, Kutcher, GJ, Leibel, SA, Zelefski, MJ, Melian EM, Mohan, R, Fuks, Z. "A method for incorporating organ motion uncertainties

- into three-dimensional conformal treatment plans". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 35(2). 1996.
- [Mallik-1995] Mallik R, Fowler A, Hunt P. "Measuring irradiated lung and heart area in breast tangential fields using a simulator-based computerized tomography device". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 31(2), 1995.
- [McCarter-2000] McCarter SD, Beckman WA. "Evaluation of the validity of a convolution method for incorporating tumour movement and set-up variation into the radiotherapy treatment planning system". *Phys. Med. Biol.* 45(4). 2000.
- [McKenzie-2000] McKenzie AL. "How should breathing motion be combined with other errors when drawing margins around clinical target volumes?" *Br. J. Radiol.* 73. 2000.
- [Mijnheer-1991] Mijnheer BJ, Heukelom S, Lanzón JH, van Battum LJ, van Bree NAM, van Tienhoven G. "Should inhomogeneity corrections be applied during treatment planning of tangential breast irradiation?". *Radiother. Oncol.* 22. 1991.
- [Molto-1993] Molto C. "Etude des parametres physiques affectant les composantes primaires et diffusees des faisceaux de rayons X de haute energie". Tesis Doctoral n° 1537. Universidad Paul Sabatier de Toulouse 1993.
- [NEMA-1993a] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 1: Introduction and Overview". NEMA 1993.
- [NEMA-1993b] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 2: Conformance". NEMA 1993.
- [NEMA-1993c] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 3: Information Object Definitions". NEMA 1993.
- [NEMA-1993d] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 4: Service Class Specifications". NEMA 1993.
- [NEMA-1993e] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 5: Data Structures and Encoding". NEMA 1993.
- [NEMA-1993f] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 6: Data Dictionary". NEMA 1993.

- [NEMA-1993g] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 7: Message Exchange". NEMA 1993.
- [NEMA-1993h] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 8: Network Communication Support for Message Exchange". NEMA 1993.
- [NEMA-1993i] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 9: Point-to-Point Communication Support for Message Exchange". NEMA 1993.
- [NEMA-1995a] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 10: Media Storage and File Format". NEMA 1995.
- [NEMA-1995b] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 11: Media Storage Application Profiles". NEMA 1995.
- [NEMA-1995c] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 12: Media Format and Physical Media for Media Interchange". NEMA 1995.
- [NEMA-1995d] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 13: Print Management and Point-to-Point Communication Support". NEMA 1995.
- [NEMA-1995e] NEMA. "Digital imaging and communications in medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function". NEMA 1995.
- [Nickoloff-1985] Nickoloff EL, Riley R. "A simplified approach for modulation transfer function determination in computed tomography". Med. Phys. 12, 1985.
- [Perez-1992] Perez CA, Brady LW. "Principles and practice of radiation oncology" Ed. JB Lippincott, 1992.
- [Pifarré-1999] Pifarré X , Ruiz J, Roselló J, Nombela L, Paredes MC. "Estudio de la distorsión de imagen en los angiógrafos digitales del hospital Puerta de Hierro". XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander 1999.
- [Pratt-1991] Pratt WK. "Digital image processing". Ed. John Wiley & Sons 1991.
- [Press-1989] Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT. "Numerical recipes in pascal". Ed. Cambridge University Press 1989.

- [RD-1998] B.O.E. REAL DECRETO 1566/1998 de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE núm 206 pp 29383-29394, 1998.
- [Ritchie-1994] Ritchie CJ, Hsieh J, Gard MF, Godwin JD, Kim Y, Crawford CR. "Predictive respiratory gating: a new method to reduce motion artifacts on CT scans". Radiology 190(3). 1994.
- [Roach-1997] Roach M, Faillace-Akazawa P, Malfatti C. "Prostate volumes and organ movement defined by serial computerized tomographic scans during three-dimensional conformal therapy". Radiat. Oncol. Investig. 5(4) 1997.
- [Rodriguez-1997] Rodriguez C, Delgado JM, Vicente FG Gilarranz R, Marínez LC, Manzanas MJ. "Medida de la linealidad espacial en gammacámaras planares". XI Congreso Nacional de Física Médica. Valencia 18-20 Junio 1997.
- [Roeske-1995] Roeske JC, Forman JD, Mesina CF, He T, Pelizzari CA, Fontela E, Vijayakumer S, Chen GT. "Evaluation of changes in the size and location of the prostate, seminal vesicles, bladder, and rectum during a course of external beam radiation therapy". Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 33(5) 1995.
- [Roselló-1999] Roselló J, Nuñez L, Ispizua C, Medrano JC, Pifarré X, Del Real R. "Desarrollo de un algoritmo para la corrección de la deformación espacial de imágenes digitales de angiógrafos y RMN". XII Congreso Nacional de Física Médica. Santander 1999.
- [Rosenfeld-1982] Rosenfeld A, Kak AC. "Digital picture processing". Ed. Academic Press 1982.
- [Rosenman-2001] Rosenman J. "Incorporating functional imaging information into radiation treatment". Seminars in Radiation Oncology 11(1) 2001.
- [Rudat-1994] Rudat V, Flentje M, Oetzel D, Menke M. "Influence of the positioning error on 3D conformal dose distributions during fractionated radiotherapy". Radiother. Oncol. 33. 1994.
- [Rudin-1991] Rudin S, Bednarek DR, Wong R. "Accurate characterization of image intensifier distortion". Med. Phys. 18(6) 1991.

- [Salvat-1974] "Diccionario terminológico de ciencias médicas". Ed. Salvat 1974.
- [Sanmartin-1998] Sanmartin J. "Sistema de reconstrucción de imágenes para simuladores de radioterapia". Proyecto de fin de carrera. Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación. Universidad Politécnica de Valencia. 1998.
- [Shalev-1995] Shalev S. "Treatment verification using digital imaging," en "Radiation Therapy Physics". Ed. A. R. Smith. Springer Verlag 1995.
- [Shirazi-1998] Shirazi MA, Evans PM, Swindell W, Webb S, Partridge M. "A cone-beam megavoltage CT scanner for treatment verification in conformal therapy". *Radiother. Oncol.* 48 1998.
- [Smith-1990] Smith BD. "Cone-beam tomography: recent advances and tutorial review". *Opt. Eng.* 1990, 29(5)
- [Smith-1999]. Smith SW. "The scientists and engineer's guide to digital signal processing". Ed. California technical publishing, 1999.
- [Sontag-1996] Sontag MR, Lai ZW, Mcroy BW, Waters RD. "Characterization of respiratory motion for paediatric conformal 3D therapy". *Med. Phys.* 23(6). 1996.
- [Stroom-1997] Stroom JC, Storchi, PR. "Automatic calculation of three-dimensional margins around treatment volumes in radiotherapy planning". *Phys. Med. Biol.* 42(4). 1997.
- [Thornton-1991] Thornton A, Ten Haken R, Gerhardsson A, Correl M. "Three-dimensional motion analysis of an improved head immobilization system for simulation, CT, MRI and PET imaging". *Radiother. Oncol.* 20, 1991.
- [Urie-1991] Urie, MM, Goitein M, Doppke, K, Kutcher, JG, LoSasso, T, Mohan R, Munzenrider JE, Sontag M, Wong JW. "The role of uncertainty analysis in treatment planning". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21(1). 1991.
- [Van der Geissen-1995] Van der Geissen PH, Geertse-van Buul, Vlaun V. "Commissioning & applications of a Tomographic extensión on a conventional simulator". *Nucletron-oldelft Activity Report No.7*, 1995.
- [Van Herk-2000] Van Herk M, Remeijer, P, Rasch, C, Lebesque, JV. "The probability of correct target dosage: dose-population histograms for



- deriving treatment margins in radiotherapy". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 47(4). 2000.
- [Viitanen-1989] Viitanen J. "Development and evaluation of a dose planning system for radiation therapy". Technical Research centre of Finland. Espoo. 1989.
- [Vijayakumar-1990] Vijayakumar BVK, Hassebrook L. "Performance measures for correlation filters". *Appl. Opt.* 29(29) 1990.
- [Vincent-1999] Vincent D, Beckham W, Delaney G. "An assessment of the number of CT slices necessary to plan breast radiotherapy" *Radiother. Oncol.* 52 1999.
- [Webb-1988] Webb S. "The physics of medical imaging". Ed. Institute Of Physics Publishing, 1988.
- [Webb-1990] Webb S. "Non-standard CT scanners: their role in radiotherapy" *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 19. 1990.
- [Webb-1993] Webb S. "The Physics of three-dimensional radiation therapy". Ed. Institute Of Physics Publishing, 1993.
- [Wong-1999] Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, Kini VR, Robertson TM, Stromberg S, Martínez, AA. "The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 44(4). 1999.
- [Wood-1974] Wood RG. "Computers in Radiotherapy. Physical aspects". Ed. Butterworths 1974.
- [Yamamoto-1999] Yamamoto M, Nagata Y, Okajima K, Ishigaki T, Murata R, Mizowaki T, Kokubo M, Hiraoka M. "Differences in target outline delineation from CT scans of brain tumours using different methods and different observers". *Radiother. Oncol.* 50, 1999.
- [Zierhut-1994] Zierhut D, Flentje M, Frank C, Oetzel D, Wannemacher M. "Conservative treatment of breast cancer: modified irradiation technique for women with large breasts". *Radiother. Oncol.* 31 1994.
- [Zwillinger-1996] "Standard mathematical tables and formulae", Ed. Zwillinger D. CRC Press 1996.

VNIVERSITATĪ VALÈNCIA

**Facultat de Física**

**Departament d'Òptica**



**Aportaciones del tratamiento de  
imágenes a la dosimetría en  
Radioterapia.**

**Libro 2**

Memoria presentada por

**Sergio Díez Domingo**

Para optar al grado de Doctor en Física

JUNIO de 2001

## Introducción.

En esta segunda parte se incluye la descripción del software de tratamiento de imágenes desarrollado para la realización de esta Tesis (Capítulo 2) y el software de reconstrucción tomográfica correspondiente al capítulo 5.

Los distintos programas están incluidos en el CD adjunto y pueden ejecutarse desde él sin necesidad de instalación.

Dentro de la carpeta correspondiente a cada programa se ha incluido una colección de imágenes y ficheros de prueba.

El CD de software incluye los siguientes directorios:

- **ATWIMAGE** Contiene el Sistema de Tratamiento Digital de Imágenes.
- **ATWVDENS** Contiene el software de videodensitometría.
- **RECOFAN** Contiene el software de reconstrucción tomográfica.

El resto de este volumen contiene los manuales de instrucciones completos de ATW Image y ATW Vdens.

## Índice.

ATW Image. Manual de instrucciones.....	3
ATW Vdens. Manual de instrucciones.....	77



# ATW IMAGE.

## MANUAL DE INSTRUCCIONES.

### 1.1 ÍNDICE

1.1	ÍNDICE.....	3
1.2	DESCRIPCIÓN GENERAL.....	7
1.3	ASPECTO DE LA APLICACIÓN.....	8
1.3.1	Barra de Título.....	8
1.3.2	Menú.....	8
1.3.3	Barra de Información.....	9
1.4	BARRA DE HERRAMIENTAS.....	10
1.5	TIPO DE IMÁGENES.....	11
1.6	PREFERENCIAS.....	13
1.7	FICHEROS.....	14
1.7.1	Formatos de ficheros.....	14
1.7.2	Lectura de ficheros.....	14
1.7.3	Grabar ficheros.....	18
1.8	CREAR IMÁGENES.....	19
1.9	IMPRIMIR IMÁGENES.....	20
1.10	UTILIDADES DE EDICIÓN.....	21
1.10.1	Deshacer (Alt-BkSp).....	21
1.10.2	Ver Vecindad.....	21
1.10.3	Mostrar Rejilla.....	21
1.10.4	Marcadores.....	22
1.10.5	Ver Útiles.....	22
1.10.6	Orientación de útiles.....	23
1.10.7	Islíneas.....	23
1.10.8	Mostrar islíneas.....	24
1.10.9	Rellenar.....	24
1.10.10	Vista 3D.....	24
1.11	REGIONES DE INTERÉS (ROI).....	25
1.11.1	Crear una ROI rectangular.....	25
1.11.2	Crear una ROI Poligonal.....	25
1.11.3	Editar una ROI.....	25
1.11.4	Eliminar ROI.....	26
1.11.5	Copiar el contenido de una ROI.....	26
1.11.6	Recortar una ROI.....	27
1.11.7	Grabar una ROI.....	27

---

1.11.8	Leer una ROI.....	27
<b>1.12</b>	<b>SECUENCIAS.....</b>	<b>28</b>
<b>1.13</b>	<b>ESTADÍSTICA.....</b>	<b>31</b>
1.13.1	Estadística.....	31
1.13.2	Histograma de la imagen.....	32
1.13.3	Medida de distancias.....	33
1.13.4	Perfiles.....	35
<b>1.14</b>	<b>PROCESADO DE IMÁGENES.....</b>	<b>37</b>
1.14.1	Operaciones entre imágenes.....	37
1.14.2	Operaciones de una imagen con una constante.....	40
1.14.3	Definir Kernel.....	41
1.14.4	Morfología matemática.....	42
1.14.4.1	Dilatación.....	42
1.14.4.2	Erosión.....	43
1.14.4.3	Opening (apertura).....	43
1.14.4.4	Closing (cierre).....	43
1.14.4.5	Gradiente morfológico.....	44
1.14.5	Transformada de Fourier.....	44
1.14.6	Transformada inversa de Fourier.....	44
1.14.7	Complejo conjugado.....	45
1.14.8	Operaciones geométricas.....	45
1.14.8.1	Desplazar.....	45
1.14.8.2	Girar.....	45
1.14.8.3	Invertir Horizontal.....	46
1.14.8.4	Invertir Vertical.....	46
1.14.8.5	Trasponer imagen.....	47
1.14.8.6	Corrección geométrica ( <i>Spatial Warping</i> ).....	47
1.14.8.7	Centrar objeto.....	51
1.14.9	Duplicar.....	52
1.14.10	Remuestrear.....	52
1.14.11	Normalizar.....	53
1.14.12	Convertir a 16 bits/píxel.....	53
1.14.13	Convertir a 8 bits/píxel.....	53
1.14.14	Convertir a complejo.....	54
1.14.15	Combinar canales.....	54
1.14.16	Separar canales.....	54
1.14.17	Filtros lineales.....	54
1.14.17.1	Average (media).....	54
1.14.17.2	Filtros 3x3.....	55
1.14.18	Filtros no lineales.....	55
1.14.18.1	Mediana.....	55
1.14.18.2	Moda.....	56
1.14.18.3	Desviación estándar.....	56
1.14.18.4	Ecualización local.....	56
1.14.18.5	MaxMed.....	57
1.14.18.6	MinMed.....	57
<b>1.15</b>	<b>TABLAS.....</b>	<b>58</b>
1.15.1	Tablas Inversas.....	58
1.15.2	Tablas de Bit.....	58
1.15.3	Umbral dinámico.....	58
1.15.4	Tablas Lineales.....	59
1.15.5	Tablas rampa.....	59
1.15.6	Tablas Variables.....	60
1.15.7	Curvas de Nivel.....	61
1.15.8	Ajuste de Gamma.....	61

---

---

1.15.9	Ecualización de Histograma .....	61
1.15.10	SeudoColor .....	62
1.15.10.1	Seudocolor 1 .....	62
1.15.10.2	Seudocolor 2 .....	63
1.15.10.3	Seudocolor manual .....	63
1.15.11	Mapear Tablas.....	64
1.15.12	Visualización de imágenes de 16 bits.....	64
<b>1.16</b>	<b>TWAIN. DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES.....</b>	<b>67</b>
<b>1.17</b>	<b>FUNCIONES SCRIPT ATW.....</b>	<b>68</b>
1.17.1	Introducción .....	68
1.17.2	Sintaxis de un Script.....	68
1.17.3	Lista alfabética de funciones Script.....	69
1.17.3.1	CHDIR(Nuevo_directorio) .....	69
1.17.3.2	CLOSEAPP( ).....	70
1.17.3.3	CLOSEIMAGE( ).....	70
1.17.3.4	COMPILE( ) .....	70
1.17.3.5	DEFINEROI(left,top,Columns,Rows).....	70
1.17.3.6	DEFINEKER(Tipo_Kernel,Tamaño_Kernel).....	70
1.17.3.7	DISPOSEROI( ) .....	70
1.17.3.8	FREAD(Tipo_de_Fichero,Nombre_de_Fichero).....	71
1.17.3.9	FWRITE(Tipo_de_Fichero,Nombre_de_Fichero).....	71
1.17.3.10	LINEAR(Operacion_Lineal).....	72
1.17.3.11	MORPHO(Operacion_Morpho) .....	72
1.17.3.12	NLINEAR(Operacion_NLinear) .....	72
1.17.3.13	NORMALIZE( ).....	73
1.17.3.14	PAUSE(Texto_libre).....	73
1.17.3.15	READDRAW(Nombre_fichero,Cabecera,TamX,TamY,Bit_pixel,Swap,signo) 73	
1.17.3.16	READROI(Nombre_de_Fichero).....	74
1.17.3.17	RESAMPLE(Nuevo_TamX,Nuevo_TamY,Modo_Interpolacion).....	74
1.17.3.18	SAVEROI(Nombre_de_fichero).....	74
1.17.3.19	SPAWN(Nombre_prog(Direct+nombre+Param),Modo_ventana) .....	74
1.17.3.20	TRIMROI( ) .....	75
1.17.4	Ejemplo de script.....	75

---





## 1.2 DESCRIPCIÓN GENERAL.

ATW es una aplicación de TRATAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES CIENTÍFICAS.

Permite el procesado y análisis de imágenes científicas de alta resolución, así como la extracción y manipulación de datos provenientes de dichas imágenes.

El número y tamaño de imágenes que se pueden visualizar simultáneamente sólo está limitado por la memoria del sistema.

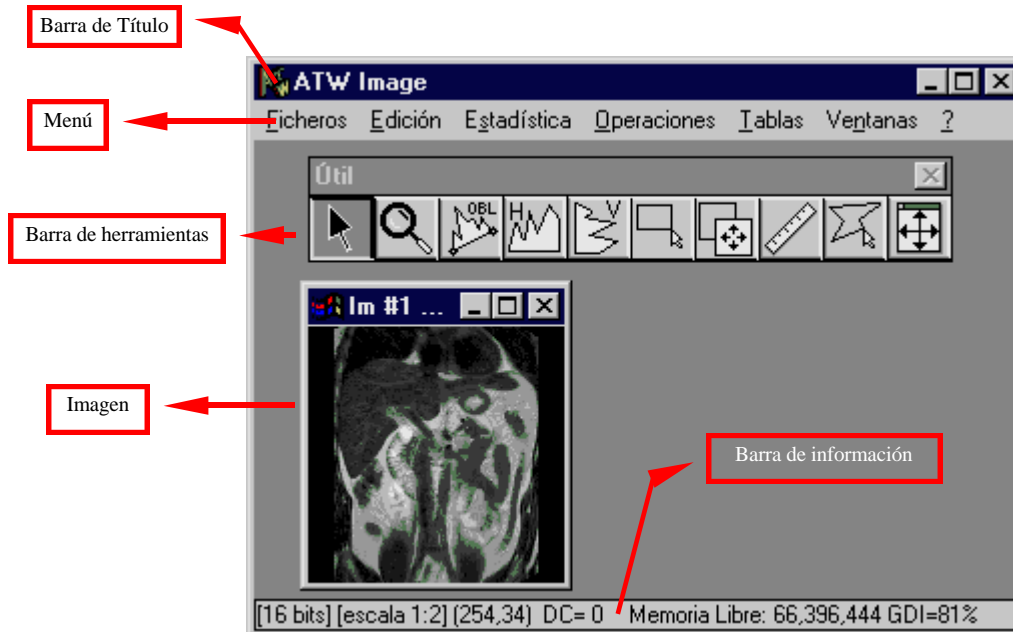
A diferencia de otras aplicaciones, ATW no es un programa de retoque fotográfico, sino de procesado y análisis de imágenes de alta resolución.

ATW permite el procesado de imágenes monocromas de HASTA 16 BITS POR PIXEL (valores entre 0 y 65535), IMÁGENES RGB e IMÁGENES DE NÚMEROS COMPLEJOS.

Esta característica hasta ahora sólo era posible con estaciones de trabajo (WorkStations). Ahora, con ATW, es posible manejar en ordenadores tipo PC imágenes científicas de alta resolución (TAC, RMN, Satélites meteorológicos etc.) ya que, a diferencia de otras aplicaciones, ATW no incluye *plug-ins* que convierten dichas imágenes a 8 bits, con la consiguiente pérdida de información.

## 1.3 ASPECTO DE LA APLICACIÓN.

La aplicación está dividida en una serie de regiones como se muestra en la figura:



y consta de los siguientes elementos:

### 1.3.1 Barra de Título.

La barra de título muestra el icono y nombre de la aplicación, así como los controles propios de toda aplicación de Windows (cerrar, maximizar, restaurar etc.)

### 1.3.2 Menú.

El menú de la aplicación permite acceder a las diferentes funciones del programa. Existen tres menús diferentes, dependiendo del tipo de imagen activa:

Sin imagen

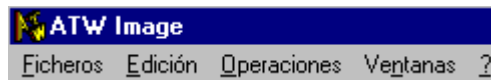


Imagen de BYTES y 16 BIT,

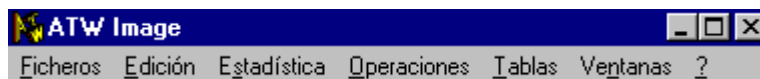


Imagen de COMPLEJOS y RGB



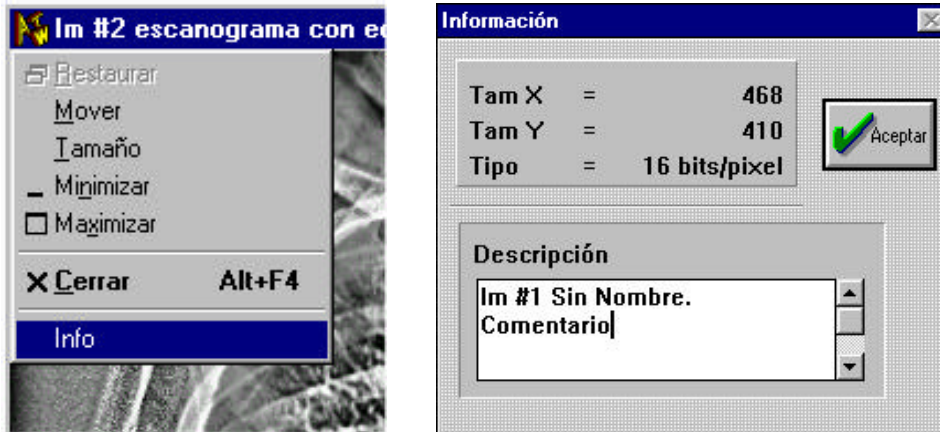
### 1.3.3 Barra de Información.

La barra de información muestra detalles sobre el tipo de imagen y recursos del sistema:

[16 bits] [escala 1:2] (254,34) DC= 0 Memoria Libre: 66,396,444 GDI=81%

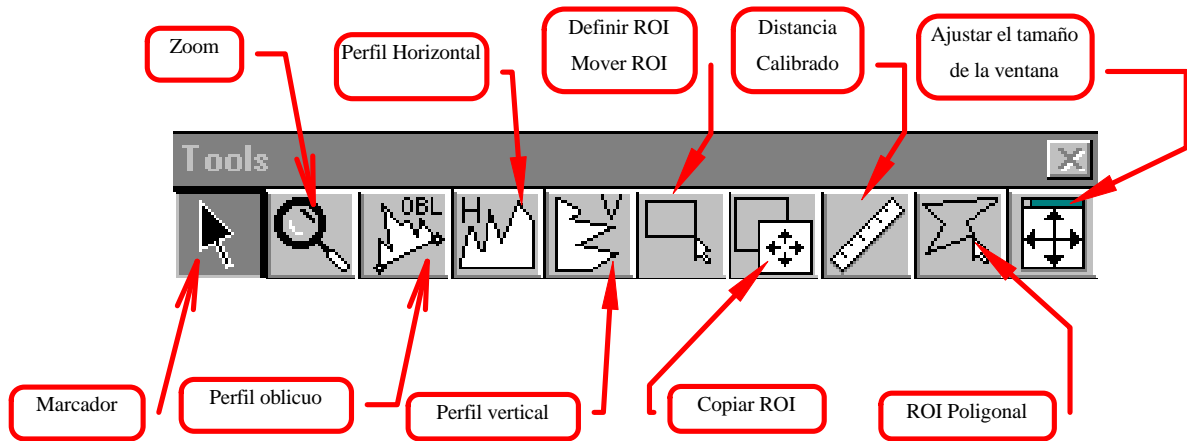
- Recursos de sistema:  
ATW actualiza continuamente la memoria libre del sistema y los recursos gráficos existentes (GDI)
- Detalles de la imagen:  
Se muestra el tipo de imagen (8 , 16, 24bits o complejos), el factor de zoom, la posición del cursor en filas y columnas y el valor de gris (DC) del píxel sobre el que se encuentra el cursor.

Adicionalmente, la información sobre el tipo de imagen y su tamaño está accesible en cualquier imagen pinchando sobre el Icono de ATW situado en la esquina de la barra de título. Se pueden introducir comentarios personalizados en el diálogo de información de imagen.



## 1.4 BARRA DE HERRAMIENTAS.

Las operaciones más habituales se pueden acceder desde esta barra de herramientas, sin tener que acceder a los elementos de menú.



## 1.5 TIPO DE IMÁGENES.

ATW procesa imágenes monocromas (tonos de gris), que son las utilizadas más habitualmente en el entorno científico.

Los tipos de imagen que trata ATW son:

### BYTES

Imágenes de 8 bits indexadas (paleta en tonos de gris o color), con valores entre 0 y 255. Este tipo de imágenes es el más extendido, y se generan habitualmente con escáneres de sobremesa o cámaras CCD estándar. La mayoría de los algoritmos de procesamiento se definen para este tipo de imágenes, aunque su utilidad en ámbito científico es limitada.

### 16 BIT

Son imágenes con más de 8 bits y un máximo de 16 bits por píxel, con valores entre 0 y 65535. Estas imágenes tienen una gran resolución de digitalización y se suelen generar con instrumental científico de alta resolución en medicina (TC, Resonancias magnéticas, Portal Vision, escáneres de radiografía, Radiógrafos digitales etc.), Teledetección (satélites de alta resolución, tales como NOAA AVHRR), etc. ATW procesa estas imágenes tal como son, sin conversiones previas a 8 bits/píxel.

### 24 BIT (RGB o True Color)

Son imágenes compuestas por tres canales de color: Rojo R, verde G y azul B. Cada canal es de 8 bits.

### COMPLEJOS

Este tipo de imágenes se generan utilizando el módulo de ATW de Procesado de Fourier. Se trata de imágenes RAW, en las que cada píxel se compone de parte real e imaginaria de un número complejo. Cada parte es un número real de doble precisión. Las distintas partes de la imagen de complejos (Real, Imaginaria, fase, módulo o intensidad) son accesibles a través del menú de sistema de la ventana de imagen.



### SECUENCIAS

ATW puede leer secuencias de imágenes tanto de 8 como de 16 bits por píxel.

---

Estas secuencias pueden corresponder tanto a evoluciones temporales como espaciales. Se visualizan mediante un visor de secuencias propio de ATW.

Las imágenes de Blanco y Negro (1 bit) no están soportadas.

## 1.6 PREFERENCIAS.

La configuración de la aplicación se accede a través de la opción de menú  
FICHEROS » PREFERENCIAS.



Se pueden modificar lo siguientes elementos:

- Directorio de imágenes  
Directorio donde ATW buscará las imágenes al iniciar la aplicación
- Permitir Deshacer  
La posibilidad de volver atrás después de una operación es útil y deseable, pero puede consumir mucha memoria y recursos si la imagen es grande. Con esta opción, se puede deshabilitar la opción de deshacer, ahorrando recursos.
- Deshacer en disco.  
La función Deshacer puede suponer un gran consumo de memoria. Activando esta opción, la información de deshacer se guarda en disco, evitando problemas de memoria a costa de retardar ligeramente el proceso de deshacer/rehacer.
- Preservar color en imágenes de fondo.  
Las imágenes en tonos de gris se visualizan mejor con un modo de vídeo de 256 colores (los modos de alta densidad tienen menos tonos de gris por canal). Si se utilizan imágenes con paleta de color, un modo de 256 colores puede no llegar a representar todos los colores adecuadamente, de modo que las imágenes de fondo lleguen a tener colores absurdos. Con esta opción ATW intenta, en la medida de lo posible, repintar las imágenes de fondo con colores lo más parecidos posibles a los originales.
- Guardar directorio al salir.  
Esta opción permite mantener el último directorio accedido por el programa para utilizarlo como "directorio de imágenes" la siguiente vez que se inicie la aplicación.
- Lenguaje.  
ATW es completamente multilingüe. Esta opción permite iniciar la siguiente sesión en Castellano, Inglés o valenciano. El idioma puede cambiarse durante la ejecución mediante la opción de menú de ayuda "?".

## 1.7 FICHEROS.

### 1.7.1 Formatos de ficheros.

ATW lee y escribe ficheros con formato estándar así como ficheros RAW y secuencias de imágenes.

Los formatos que ATW lee y escribe son:

Tipo de imagen	Formato de fichero
BYTES	BMP, TIFF, RAW <sup>1</sup> , DICOM 3
16 BITS	TIFF (modificado), RAW, FLF (Vidar), DICOM 3
24 BITS (RGB)	TIFF, BMP, JPEG
COMPLEJOS	RAW
SECUENCIAS	ABI (Formato propio. Ver apartado 12)

### 1.7.2 Lectura de ficheros.

Menu: (FICHEROS » LEER). Teclado : F3

Las imágenes se leen utilizando un diálogo estándar de Windows.

Hay ciertas restricciones sobre las clases de ficheros que se pueden leer con ATW.

Ficheros TIFF (extensión por defecto TIF). Sólo pueden leerse imágenes de tonos de gris o 256 colores indexados, grabados en un solo strip. La compresión de datos no está soportada.

Ficheros BMP. Las mismas restricciones que TIFF

Ficheros DICOM 3. ATW Image soporta lectura de ficheros DICOM que contengan:

- ❖ Una sola imagen sin comprimir
- ❖ Formato de *tag* explícito o implícito
- ❖ Codificación *little endian* (Intel) o *big endian* (Motorola).

Se admiten imágenes de 8 y 16 bits por píxel. Las imágenes *True Color* aún no están soportadas en la lectura de este formato.

ATW NO IMPLEMENTA ESCRITURA DICOM.

Los ficheros DICOM se pueden transferir por red a otro puesto a través del estándar DICOM de transmisión utilizando las herramientas de dominio público OFFIS de la Universidad de Oldenburg (Alemania) (<http://www.offis.uni-oldenburg.de/projekte/dicom>). Para ello, basta con pinchar sobre el icono de ATW situado en la barra de título de la imagen y seleccionar la opción Enviar:

---

<sup>1</sup> RAW: Formato de fichero sin cabecera (*Raster*). Los píxeles de la imagen se escriben de forma secuencial, generalmente comenzando por la primera fila y primera columna.

---





El diálogo de transmisión de imágenes DICOM permite seleccionar el ordenador receptor, bien por medio de su dirección IP completa o por medio de su alias. (El alias debe coincidir con el declarado en el fichero HOSTS de Windows para esa dirección IP). Asimismo, debe especificarse el puerto TCP/IP del ordenador receptor:



Los valores por defecto de alias o dirección IP junto con su puerto TCP/IP que se utilizan en el diálogo de transmisión se almacenan en el fichero de texto SEND.CFG que debe estar localizado en el directorio de la aplicación.

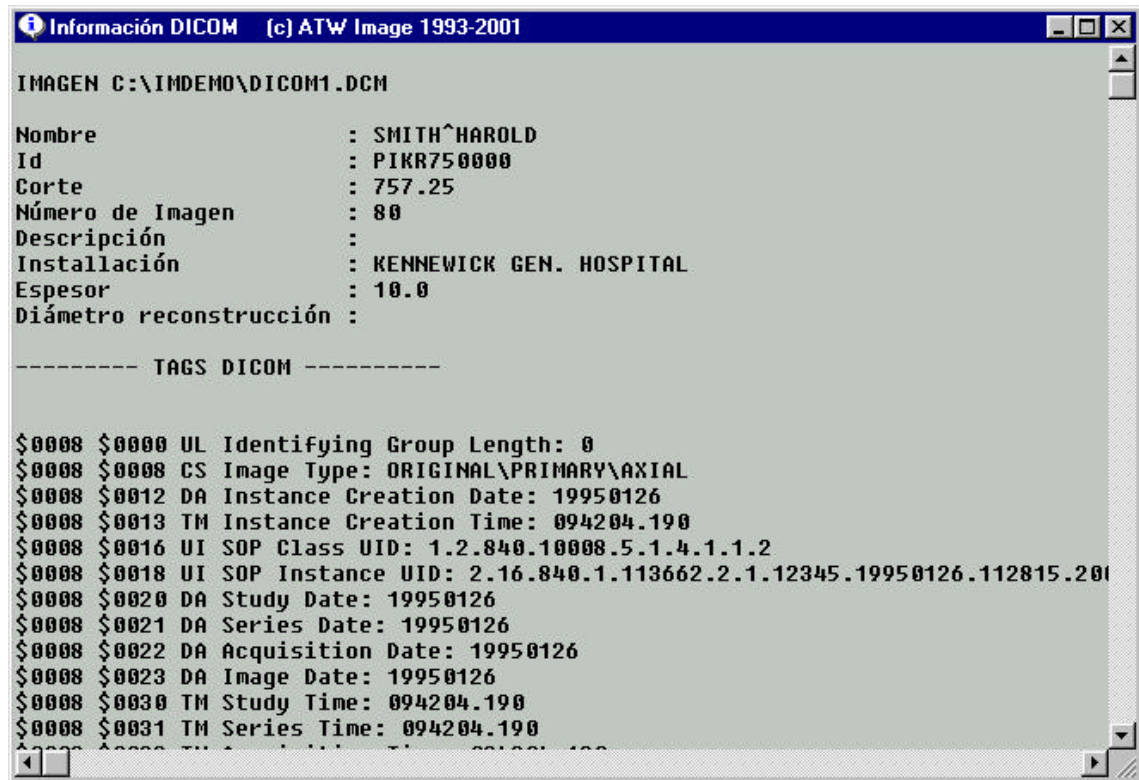
Se trata de un fichero simple de texto. Cada línea del mismo debe contener un alias (o dirección IP) y un número de puerto separados por una coma:

#### Ejemplo de SEND.CFG

```
gandalf,104  
192.172.18.1,8200  
localhost,104
```

Además de la información relativa al tipo de imagen y su tamaño, los ficheros DICOM incluyen información completa sobre los *Tags* que la componen. El diálogo de información DICOM presenta un resumen de la imagen y a continuación todos los *Tags* previos a ella, listados por

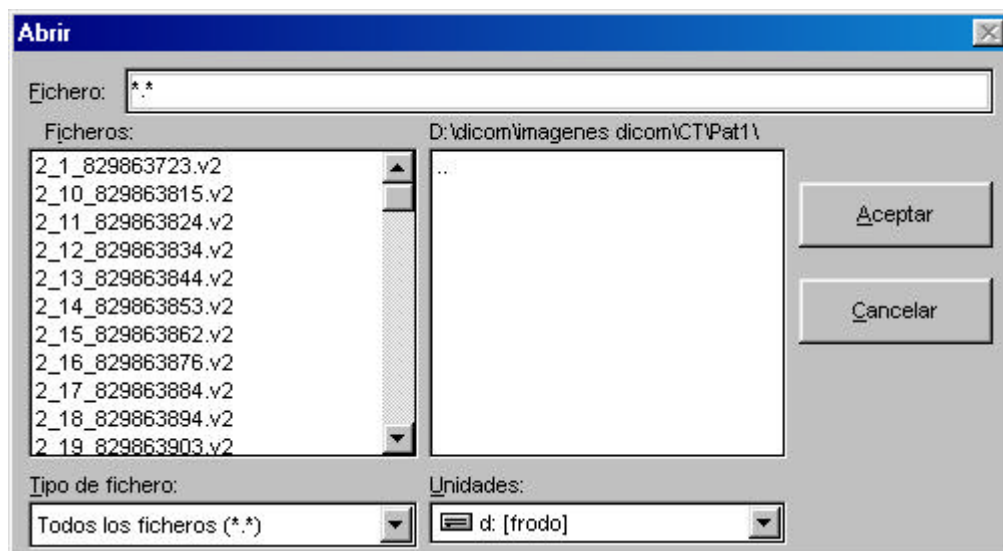
- Elemento
- Grupo
- Tipo de dato (VR o *Value Representation*)
- Nombre del TAG
- Valor del elemento



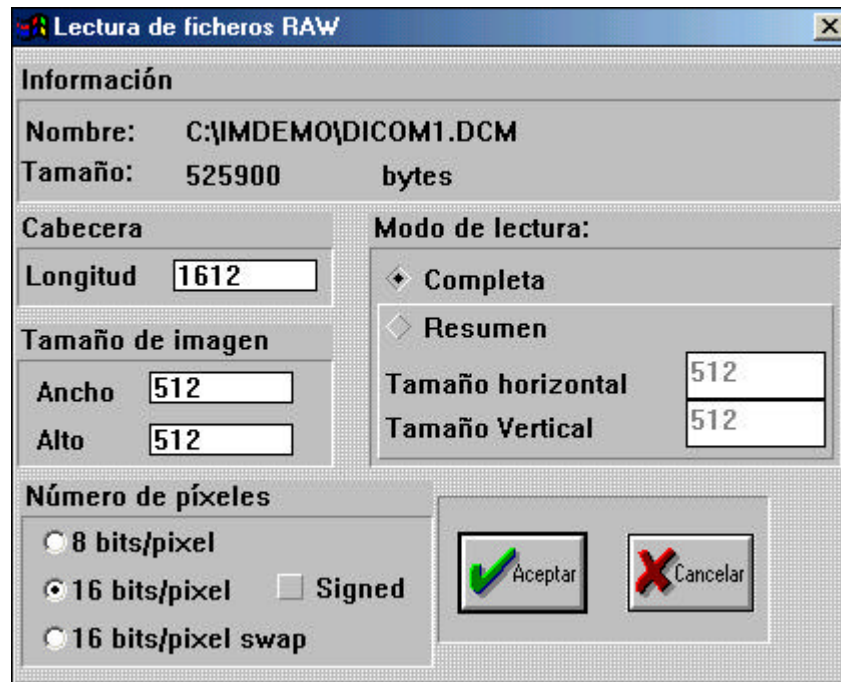
Los ficheros de BYTES, 16 BITS y COMPLEX son de tipo *raw*. Se supone en su lectura que las imágenes son cuadradas (mismo número de píxeles de ancho que de largo).

Los ficheros con formato desconocido se pueden leer en ATW utilizando el siguiente procedimiento:

Seleccione Todos los ficheros (\*.\*) en la casilla *Tipos de fichero* del diálogo Abrir.



Seleccione de la lista el fichero que quiere leer. Si ATW no lo reconoce como un fichero estándar, desplegará el siguiente diálogo:



ATW intentará reconocer la forma de la imagen, asumiendo que se trata de una imagen cuadrada con una cabecera.

Por defecto, se asume que el tamaño de la imagen es una potencia de 2 (128, 256, 512, 1024...) que es lo más habitual en imágenes de uso científico.

ATW intentará entonces estimar

- a) El tamaño de la cabecera,
- b) El tamaño (ancho y largo) de la imagen,
- c) El número de bits por píxel.

En cualquier caso, estos valores son editables. Si la estimación inicial es incorrecta, el usuario puede cambiar cualquiera de ellos. ATW leerá la imagen siempre que el tamaño de fichero resultante de los datos anteriores sea menor o igual que el tamaño real del fichero.

El tamaño del fichero se calcula de la siguiente forma:

$$\text{Tamaño} = \text{Cabecera} + (\text{Ancho} \times \text{Largo}) \times \text{Profundidad}$$

siendo profundidad=1 si el píxel es de 8 bits y profundidad = 2 si es de 16 bits.

Si la imagen ha sido creada con el orden del byte invertido (estilo Motorola), puede convertirlo al estilo Intel activando la opción 16 bits/pixel swap.

Si la imagen se lee con éxito, ATW guardará en memoria la cabecera de la imagen. De esta forma, cuando se desee escribir de nuevo el fichero a disco tras procesar la imagen, se podrá colocar la cabecera al inicio.

Este procedimiento NO es válido para ficheros con datos comprimidos.

### 1.7.3 Grabar ficheros.

Menu: (FICHEROS » GRABAR). Teclado : F2

Las imágenes procesadas con ATW se pueden grabar a disco utilizando los mismos formatos que se pueden leer, excepto los formatos FLF de Vidar y DICOM que son de sólo lectura.

Se incluye además escritura en formato SURFER que permite comunicar con el Software SURFER®, de Golden Software®.

Las imágenes de 16 BIT pueden grabarse en un formato TIFF modificado, lo que permite la grabación de imágenes rectangulares. Estas imágenes se graban sin información de paleta.

Las imágenes de 16 bits grabadas como TIFF sólo pueden leerse con ATW, por tratarse de una adaptación propia del fichero, ya que el estándar TIFF no contempla las imágenes de 16 bits.

Los ficheros de formato desconocido se pueden escribir como ficheros RAW de 8 ó 16 bits por píxel. ATW preguntará si se desea escribir la imagen con su cabecera original.

## 1.8 CREAR IMÁGENES.

Existen cuatro formas de crear imágenes nuevas con ATW:

- Crear una imagen nueva.
- Duplicar una Imagen existente.
- Recortar una ROI.
- Importar imágenes TWAIN.

También se crean imágenes como resultado de operaciones con imágenes (remuestreo, operaciones geométricas, conversión entre tipos).

- **Crear una imagen nueva.**

Para crear una imagen nueva se puede

- a) Seleccionar la opción VENTANA » NUEVA desde el menú
- b) Presionar las teclas Ctrl+N

ATW creará una nueva imagen de tipo BYTE con tamaño fijo de 256x256 píxeles

La nueva imagen se rellena con una serie de valores crecientes entre 0 y 255.

- **Duplicar una imagen existente.**

Se puede duplicar la imagen activa

- a) Seleccionando la opción de menú OPERACIONES » DUPLICAR
- b) Presionando las teclas Ctrl+D

- **Recortar una ROI.**

Para ello, hay que crear previamente una ROI rectangular. El contenido de dicha ROI se puede convertir en una imagen nueva utilizando la opción de menú

EDICIÓN » »ROI » »RECORTAR ROI.

## 1.9 IMPRIMIR IMÁGENES.

La ventana activa puede imprimirse utilizando el gestor de impresión de Windows.

Para imprimir una imagen, hay que utilizar la opción de menú:

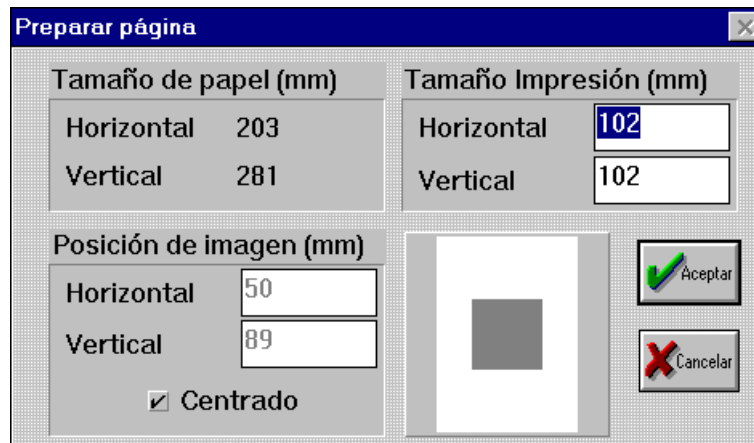
FICHEROS » »IMPRIMIR » »IMPRIMIR

Por defecto, la imagen impresa queda centrada en el papel, con un tamaño de 10 cm en su dimensión máxima, reduciendo la otra en función de la relación de aspecto de la imagen (Relación de aspecto = TamañoX/TamañoY).

Las opciones de impresión se pueden configurar utilizando la opción de menú

FICHEROS » IMPRIMIR » PREPARAR PÁGINA

El diálogo "Preparar Página" permite modificar el tamaño de impresión y la posición de la impresión en el papel.



Una vez finalizada la configuración, la imagen se imprime con

FICHEROS » IMPRIMIR » IMPRIMIR.

Si la imagen contiene *overlays* (rejilla y/o isolíneas) , éstos se pueden imprimir junto con la imagen o por separado.

La configuración de la impresora puede modificarse con la opción

FICHEROS » CONFIGURAR IMPRESORA

## 1.10 UTILIDADES DE EDICIÓN.

Una vez leída una imagen, sobre ella se pueden aplicar las siguientes utilidades:

### 1.10.1 Deshacer (Alt-BkSp).

Esta opción sólo funciona si previamente se ha activado en Preferencias.

DESHACER permite volver a la situación inicial tras un procesado de imagen. Seleccionando DESHACER dos veces vuelve al resultado de la operación (Rehacer). Llamar repetidas veces a DESHACER resulta muy útil para evaluar los resultados de una operación sin tener que duplicar la imagen.

La operación de DESHACER puede consumir mucha memoria (ATW guarda en memoria la matriz de datos de la imagen además del *bitmap* que se representa en pantalla, duplicando toda esta información cuando hay que deshacer una operación). Por este motivo, DESHACER está limitado a la última operación que se efectúa sobre la imagen activa.

### 1.10.2 Ver Vecindad.

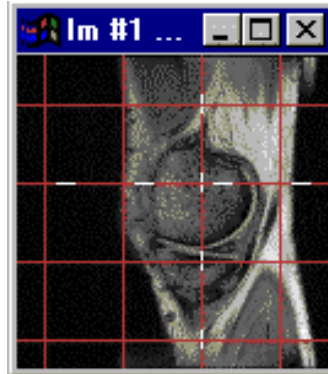
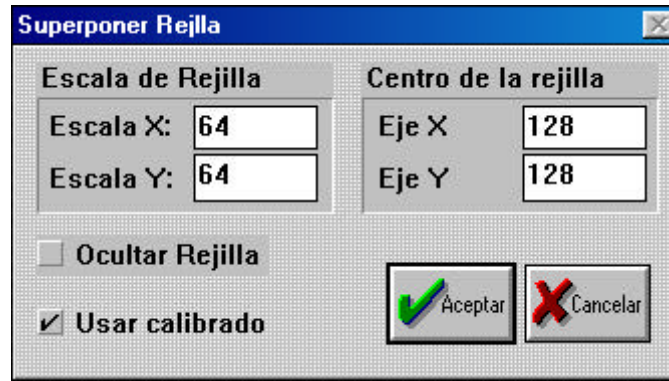
Se trata de una útil herramienta de análisis. Se despliega una pequeña ventana en la que se muestra el valor del píxel bajo el cursor junto con los valores de un entorno de 3x3 píxeles, junto con una estadística de este conjunto de puntos (media y desviación estándar). Tiene gran utilidad para localizar picos estrechos.



Vecindad		
1197	1197	1197
1207	1187	1189
1206	1198	1194
Media	: 1196.89	
Sigma	: 6.66	

### 1.10.3 Mostrar Rejilla.

Esta utilidad permite superponer una rejilla sobre la imagen. El espaciado horizontal y vertical son seleccionables, así como las coordenadas de centrado. Los valores pueden darse en unidades calibradas, activando la casilla "Usar calibrado"

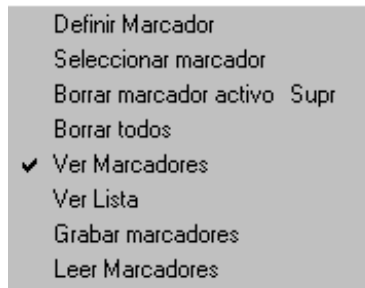


El centro de la rejilla puede elegirse dinámicamente mediante el menú  
EDICIÓN >> REJILLA >> CENTRO DE REJILLA

#### 1.10.4 Marcadores.

Dentro de las herramientas de edición de imágenes, se ha incluido una utilidad para definir marcadores sobre una imagen.

Los marcadores están pensados para poder señalar referencias espaciales en una imagen. Son de gran utilidad para tareas de comparación de imágenes en las que se pueden producir movimientos o deformaciones. Tienen su máxima aplicación en el procedimiento de corrección geométrica.



#### 1.10.5 Ver Útiles.

Utilice esta opción para mostrar y ocultar la barra de útiles. Equivale a hacer un doble *click* sobre el título de la barra de útiles.



## 1.10.6 Orientación de útiles.

Permite intercambiar la orientación de la barra de útiles entre horizontal y vertical. Equivale a presionar el botón derecho del ratón sobre el título de la barra de útiles.

## 1.10.7 Isolíneas.

Esta es una potente herramienta de análisis para comprobar variaciones en la imagen y buscar áreas del mismo valor (isovalor).

Seleccionando la opción EDICIÓN » ISOLÍNEAS del menú aparece el siguiente diálogo:



Las isolíneas son aquellas curvas que envuelven los puntos de la imagen con valores iguales o superiores al valor de la isolínea.

Pueden calcularse como porcentaje de un valor determinado (generalmente el máximo de la imagen) o como valores absolutos.

a) *Valores de Porcentaje:* Una isolínea, p.e. la del 30%, cubrirá aquellos píxeles que tengan un valor igual o mayor que el 30% de un determinado valor de normalización (valor del 100%). Si el valor de normalización seleccionado es menor que el valor máximo de la imagen, pueden calcularse isolíneas mayores del 100%. Por defecto, ATW asigna el valor máximo al 100%.

b) *Valores Absolutos:* una isolínea de 30 envolverá los píxeles que tengan un valor de gris mayor de 30. El valor de normalización se ignora en este caso.

Se pueden calcular hasta 10 isolíneas simultáneamente. Por defecto, las isolíneas se calculan como porcentaje del máximo de la imagen. Los niveles por defecto van del 10% al 100% en intervalos de 10.

El valor de cada isolínea se puede modificar. Cada isolínea se dibuja con el color representado a su lado. Sólo se calcularán los niveles activados.

El cálculo de isolíneas puede ser lento si la imagen es muy ruidosa. Se recomienda efectuar un filtrado de suavizado previo a su cálculo.

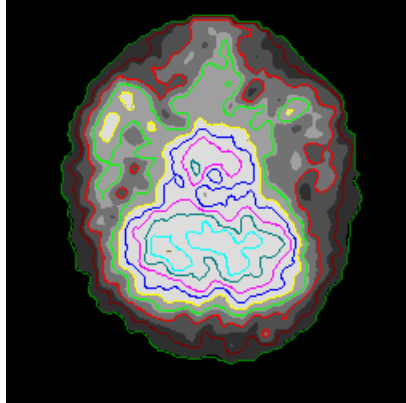


Imagen con isolíneas superpuestas

### 1.10.8 **Mostrar isolíneas.**

Esta opción permite ver u ocultar isolíneas que ya han sido calculadas.

### 1.10.9 **Rellenar.**

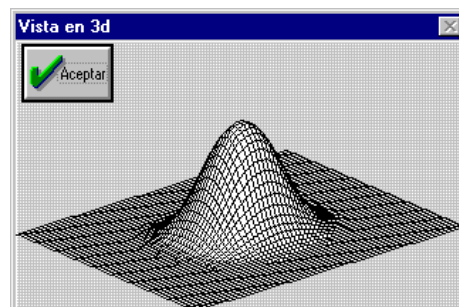
Permite rellenar una imagen completa o una ROI con un valor determinado por el usuario.



En imágenes de complejos se rellena la parte que se esté visualizando (real o imaginaria) o ambas si se está visualizando intensidad, fase o módulo.

### 1.10.10 **Vista 3D.**

Utilice esta opción para representar una imagen o ROI en una vista isométrica.



## 1.11 REGIONES DE INTERÉS (ROI).

Una ROI (*Region Of Interest*) consiste en una región de la imagen (Rectangular o Poligonal) definida por el usuario dentro de la cual se realizarán todas las operaciones subsiguientes (excepto las operaciones aritméticas entre imágenes). Sólo puede existir una ROI por imagen.

Las operaciones que afectan a una ROI son:


### 1.11.1 Crear una ROI rectangular.

Para crear una ROI rectangular, hay que seleccionar la opción de menú

EDICIÓN » ROI » DEFINIR ROI

o bien marcar el símbolo  en la Barra de herramientas.

Una vez hecho esto, se sitúa el cursor en la esquina superior izquierda del rectángulo que se desea definir. Apretar el botón izquierdo del ratón y, sin soltarlo, mover el botón para hacer crecer el rectángulo. Para finalizar, suelte el botón izquierdo del ratón.

Tras definir la ROI, ésta puede reposicionarse dentro de la imagen. Para ello, cuando el símbolo  de la barra de herramientas esté marcado, presione el botón izquierdo del ratón en cualquier punto dentro de la ROI y, sin soltarlo, desplace el ratón. La ROI acompañará el movimiento del puntero.

### 1.11.2 Crear una ROI Poligonal.

Para crear una ROI rectangular, hay que seleccionar la opción de menú

EDICIÓN » ROI » DEFINIR POLYROI

o bien marcar el símbolo  en la Barra de herramientas.

Una vez hecho esto, se sitúa el cursor en el primer punto del polígono que se desea definir. Cada vez que se presiona el botón izquierdo del ratón, se añade un punto al polígono. Para terminar la operación, presione el botón derecho del ratón.

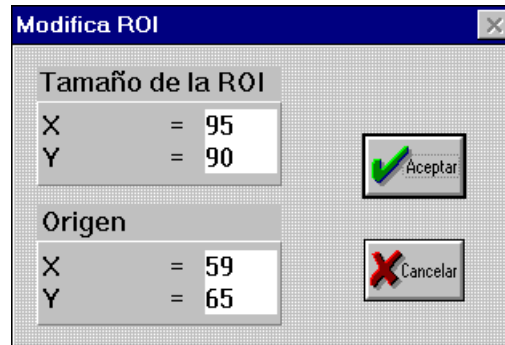
Igual que con las ROI rectangulares, se puede cambiar la posición de una POLYROI, pinchando dentro de la POLYROI y arrastrando.

### 1.11.3 Editar una ROI.

El tamaño y posición de una ROI rectangular se puede modificar utilizando la opción de menú

EDICIÓN » ROI » EDITA ROI

Un diálogo permite modificar la posición de la esquina superior izquierda de la ROI y su tamaño.



Las regiones poligonales no son editables.

### 1.11.4 Eliminar ROI.

Si se ha definido una ROI de cualquier tipo y se desea un tratamiento completo de la imagen, es necesario eliminar la ROI. Para ello, seleccione la opción de menú

EDICIÓN » ROI » ELIMINAR ROI

o bien presionando el botón derecho del ratón en cualquier punto dentro de la imagen.

### 1.11.5 Copiar el contenido de una ROI.

Hay dos formas de copiar el contenido de una ROI:

a) Copiar dentro de la misma imagen

Esta operación sólo es accesible desde la Barra de herramientas, seleccionando el icono



Con el cursor dentro de la ROI, presione el botón izquierdo del ratón y arrastre. Al soltar el botón, se copiará el contenido de la ROI en la nueva posición.

La utilidad DESHACER sólo desharrá la última copia realizada.

NOTA:

Sólo es aplicable a ROI rectangulares

b) Copiar el contenido de una ROI a otra imagen

Seleccione la opción

EDICIÓN » CORTAR

o presione las teclas

Ctrl+Ins

Se guardará una copia del contenido de la ROI en el portapapeles privado de ATW.

Cambie de imagen y Seleccione ahora la opción

EDICIÓN » PEGAR

o presione

Shift+Ins

para copiar el contenido de la ROI. (también se puede copiar en la misma imagen)

La copia de la ROI se situará en la esquina superior izquierda de la imagen, desde donde puede ser arrastrada hasta la posición deseada.

NOTA:

Sólo es aplicable a ROI rectangulares

### **1.11.6 Recortar una ROI.**

Esta opción permite extraer el contenido de una ROI y convertirlo en una nueva imagen.

Seleccione la opción de menú

EDICIÓN » ROI » RECORTAR ROI

El diálogo Editar una ROI permite validar el tamaño y posición de la ROI

NOTA:

Sólo es aplicable a ROI rectangulares

### **1.11.7 Grabar una ROI.**

Las ROI pueden grabarse a disco (ficheros con extensión .ROI) y usarse en diferentes imágenes.

Para grabar una ROI, seleccione la opción de menú

EDICIÓN » ROI » GRABAR A DISCO

La posición y tamaño de la ROI se guarda en el fichero, de forma que, al leerla de nuevo desde fichero, ésta aparecerá en su posición original.

### **1.11.8 Leer una ROI.**

Las ROI pueden leerse de disco utilizando la opción

EDICIÓN » ROI » LEER DE DISCO

La ROI leída se coloca en la posición original donde había sido grabada. Si la ROI se lee en una imagen distinta, puede ocurrir que no quepa en la posición original. En este caso, ATW colocará la ROI en la esquina superior izquierda de la imagen. Si aún así no cabe, la ROI no se leerá.

## 1.12 SECUENCIAS.

Para leer secuencias, seleccione la opción

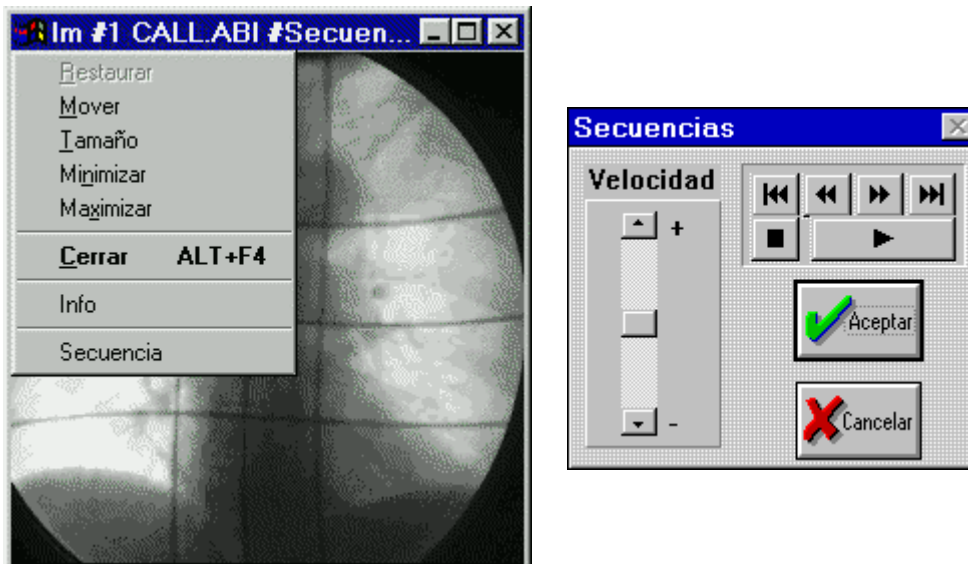
FICHEROS » LEER

y seleccione todos los ficheros (\*.\*), y seleccione cualquier fichero con extensión .ABI.

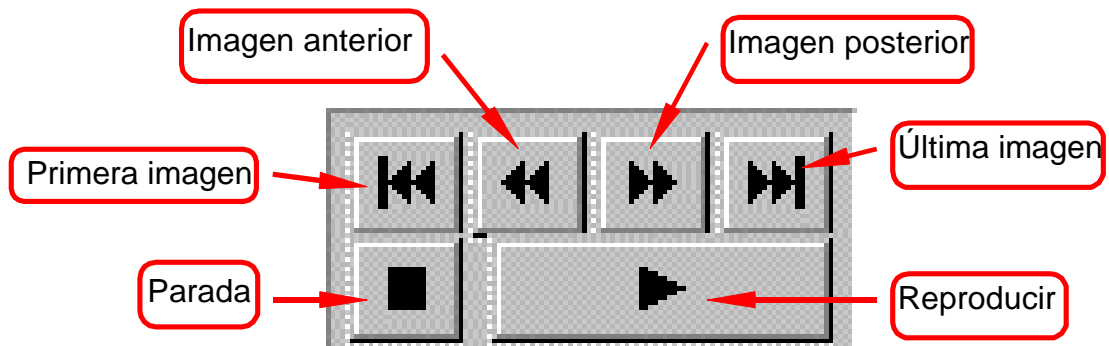
Una secuencia de imágenes se identifica por que en la barra de título de la ventana aparece marcado como



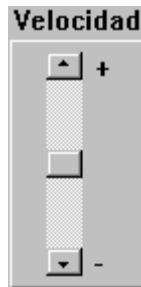
Para activar la secuencia, presione sobre el icono de la ventana. Se despliega un menú de sistema modificado. Seleccionando el campo secuencia se activa el reproductor de secuencias de ATW.



Los controles del reproductor de secuencia son estándar:



La velocidad de visualización viene controlada por el desplazador. Este desplazador no es un indicador de la velocidad real de la secuencia (en fotogramas por segundo). Indica el tiempo que transcurre entre que se visualiza una imagen y la siguiente, ya que las secuencias pueden representar una secuencia espacial, y no necesariamente temporal (p.e., un conjunto de imágenes de TAC, como en la ilustración)..



Cuando una secuencia está activa, se pueden aplicar todas las funciones de ATW sobre la imagen que se encuentra en primer plano. La rejilla, ROI y barra de medida de distancia se comportan como *overlays* en la secuencia y permanecen inmóviles mientras la secuencia está en movimiento. Esto resulta muy útil para verificar desplazamientos y su magnitud.

Para extraer una imagen de una secuencia, presione Ctrl+D o el equivalente de menú

OPERACIONES » DUPLICAR

El formato de los ficheros de secuencias (ABI) es como sigue:

Identificador	SEC (en mayúsculas)
Version	2
tipo	1 (*secuencia por referencia *)
Tipo de fichero	2 para TIFF 3 para BMP 4 para DICOM 6 para <i>raw</i>
Vacío	Comentario (línea completa)
Profundidad	1 para 8 bits 2 para 16 bits
TamX	Columnas
TamY	Filas
Nimágenes	Número de imágenes en la secuencia
ImageHeadsize	Tamaño de la cabecera de cada imagen
<fichero imagen 1>	
<fichero imagen 2>	
.	
.	
.	
<fichero imagen Nimágenes>	

Ejemplo.

Secuencia de 5 imágenes TIFF de 16 bits, de tamaño 640x480 píxeles

```
SEC
2
1
2
# descripción de la secuencia
2
640
480
5
0
c:\imagenes\imagen1.tif
c:\imagenes\imagen2.tif
c:\imagenes\imagen3.tif
c:\imagenes\imagen4.tif
c:\imagenes\imagen5.tif
```



## 1.13 ESTADÍSTICA.

ATW dispone de una serie de opciones que permiten el análisis de imágenes a través de sus propiedades estadísticas:

### 1.13.1 Estadística.

Esta opción calcula una estadística sencilla de la imagen:

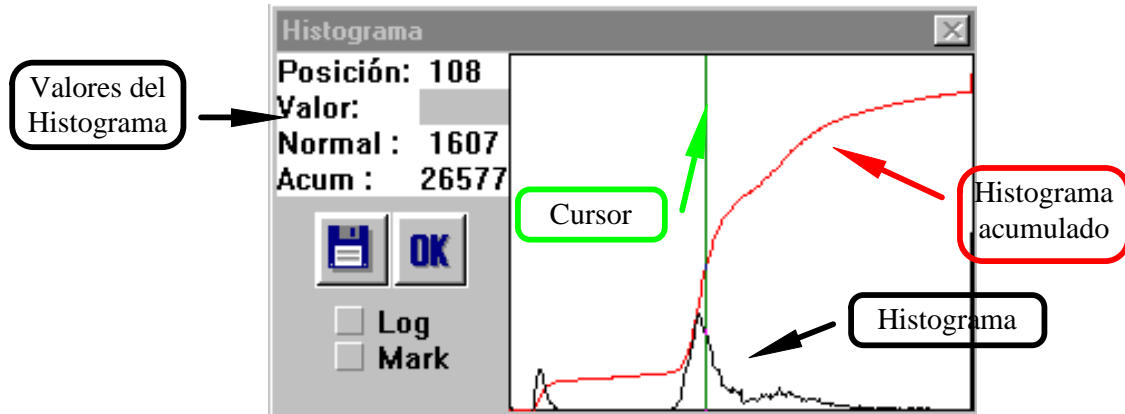


En el caso de ROI poligonales, la estadística se amplía para calcular el área y perímetro de la ROI, en unidades calibradas y sin calibrar.



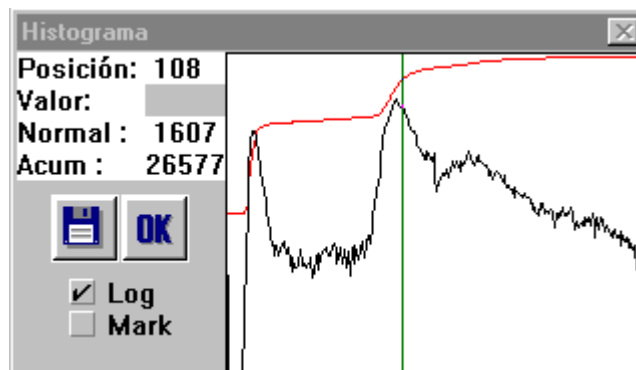
## 1.13.2 Histograma de la imagen.

El Histograma se representa por un trazo negro, superpuesto al histograma acumulado (en rojo).



Histograma en escala lineal

La escala del histograma por defecto es lineal, pudiéndose representar en escala logarítmica marcando la casilla *log*

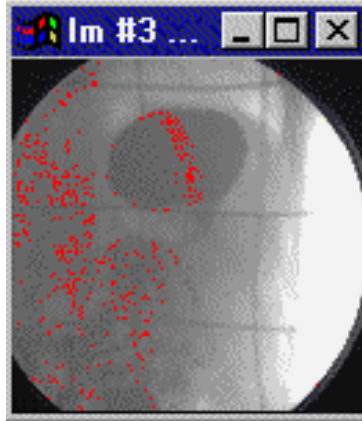



Histograma en escala Logarítmica

El valor del histograma se puede inspeccionar utilizando las teclas de cursor izquierda y derecha, que desplazan el cursor (línea verde en la ilustración) píxel a píxel. Presionando simultáneamente Ctrl+Cursor, el desplazamiento es de 10 píxeles.

Para cada posición del cursor, se actualizan los valores de la posición del cursor en el histograma (de 0 a 255 para 8 bits y de 0 al valor máximo de la imagen en 16 bits), así como el valor del histograma y del histograma acumulado en ese punto.

Activando la casilla *Mark*, cada vez que se mueve el cursor dentro del histograma, los píxeles con el valor correspondiente del histograma se marcan en rojo en la imagen, lo que permite una inspección rápida de la distribución de información en la imagen.



El histograma calculado se puede guardar a disco en formato ASCII presionando el botón , posibilitando su lectura en una hoja de cálculo.

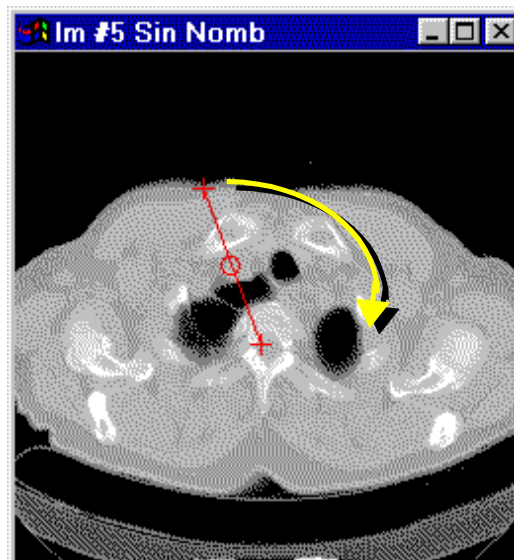
### 1.13.3 Medida de distancias.

ATW incorpora una potente herramienta de medida y calibrado de distancias.

Para acceder a ella, presione sobre el icono de la barra de herramientas o acceda a través del menú

ESTADÍSTICA » DISTANCIA.

Sobre la imagen, aparece una línea con tres marcadores: dos en forma de cruz los extremos y uno en el centro en forma de círculo:



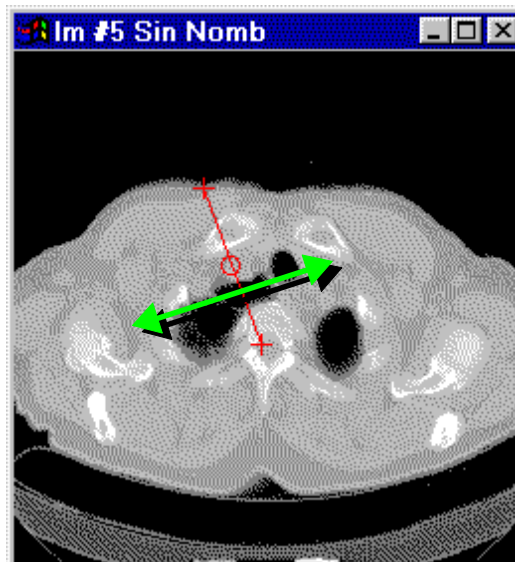
y junto a la imagen, un diálogo mostrando la distancia medida en esa línea, así como el ángulo que forma el con la horizontal.


Inicialmente, se mide la distancia en píxeles en el eje X (horizontal), en el eje Y (vertical) y la distancia euclídea entre los puntos marcados con la cruz.

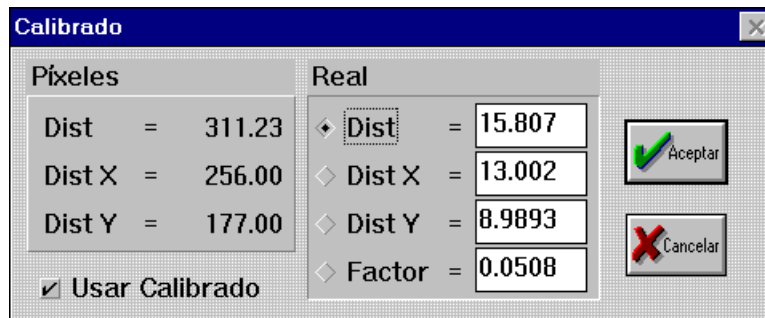


La barra de medida es extensible, de forma que, situándonos en uno de los puntos, podemos arrastrarlo, mientras el punto opuesto queda anclado. De esta forma, podemos modificar la orientación y longitud de la barra de medida, mientras el diálogo de distancia actualiza los distintos valores..

Asimismo, situándonos en el punto central, podemos arrastrar la barra completa a una posición paralela a la original



Dentro del diálogo, es posible calibrar la distancia medida en píxeles a una distancia conocida. Para ello, presione sobre el botón , y aparecerá el siguiente diálogo de calibrado:




Cada una de las distancias medidas se puede calibrar por separado. En este caso, la distancia medida en píxeles corresponde a una distancia real de 8.4527 cm.

Las distancias X e Y se pueden calibrar independientemente. Para ello, hay que llamar al calibrado tantas veces como sea preciso, ya que al presionar ACEPTAR sólo se actualiza el campo que tenga la casilla de verificación activada.

Si se está procesando una imagen de la que se conoce su magnificación (p.e. una radiografía), es preferible marcar la casilla de FACTOR e introducir el valor de la magnificación.




La regla de medida, también actúa sobre imágenes ampliadas, por lo que es posible que los extremos de la barra de medida queden fuera de la porción de imagen visible en la ventana.

Para solucionar este inconveniente, presione el botón  y la barra de medida quedará centrada en la diagonal de la ventana.

Para cada imagen existe un factor de calibrado diferente. Este factor de calibrado se grabará en los formatos TIFF y BMP, de forma que no sea necesario recalibrar cada vez que se lea la imagen.

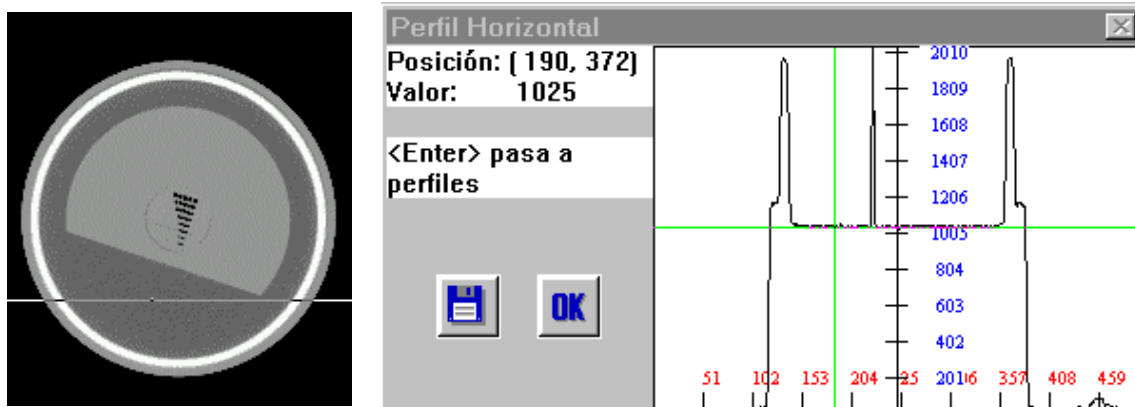
### 1.13.4 Perfiles.

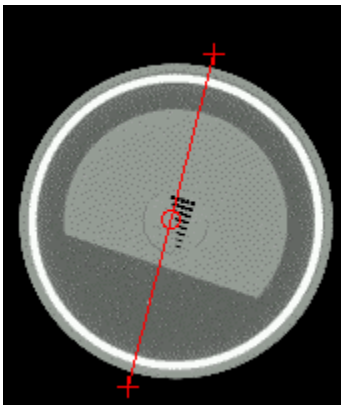
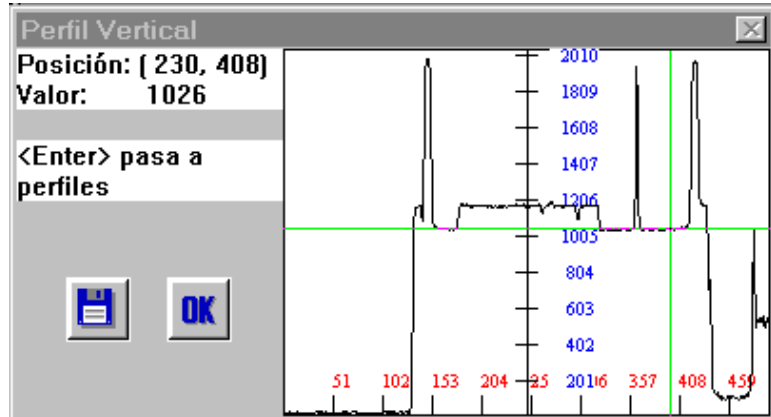
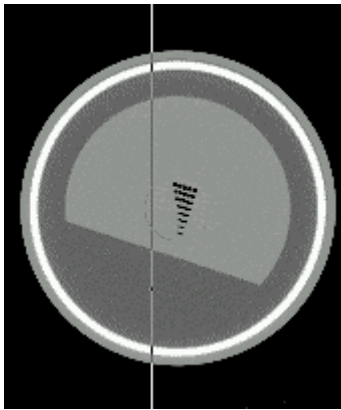
Una útil herramienta de análisis de imágenes es la posibilidad de extraer perfiles de la imagen. Un perfil contiene los valores numéricos de una fila o columna de la imagen y se representan gráficamente. Para medir perfiles, seleccione el botón:

-  Perfil Horizontal
-  Perfil vertical
-  Perfil oblicuo.

Los perfiles horizontal y vertical son complementarios. Durante la inspección de uno de ellos, presionando las teclas RePág y AvPág se intercambia el tipo de perfil.


Al presionar el botón de perfil, aparece una línea sobre la imagen que indica dónde se está tomando el perfil:





Los perfiles horizontal y vertical se inspeccionan de la misma manera que los histogramas. Un cursor (en verde en la ilustración) marca en todo momento la posición (trazado vertical) y el valor (trazado horizontal) del píxel donde se encuentra situado el cursor de la imagen.

El perfil oblicuo se maneja de forma idéntica a la barra de medida de distancias. Se trata de una barra extensible que actualiza continuamente el valor del perfil.

En todos los casos, presionando el botón  se pueden volcar los datos en formato ASCII para su análisis en un programa externo.

## 1.14 PROCESADO DE IMÁGENES.

### 1.14.1 Operaciones entre imágenes.

Realiza operaciones aritméticas entre dos imágenes. El resultado es una nueva imagen donde cada píxel es el resultado de aplicar la operación correspondiente sobre los dos píxeles homólogos de las imágenes de entrada. Las imágenes de entrada deben ser exactamente del mismo tamaño y del mismo número de bits por píxel.

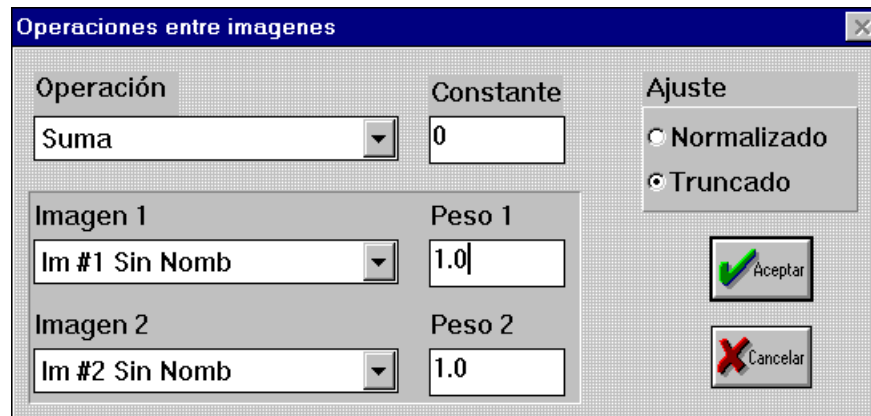
La utilidad principal es combinar la información de dos imágenes distintas en una sola.

En forma resumida la operación realizada es:

$$\text{Resultado} = \text{Constante} + \text{Peso1} \times \text{Imagen1} [\otimes] \text{Peso2} \times \text{Imagen2}$$

donde  $[\otimes]$  es la operación aritmética seleccionada.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



donde

#### Operación

Define la operación que se va a realizar las opciones son:

AND	AND lógico (Y) bit a bit
Cociente	Divide Imagen 1 por Imagen 2. Esta operación es útil para eliminar una iluminación no uniforme en una digitalización
Diferencia (abs)	Resta Imagen 1 menos Imagen 2, dando el valor absoluto del resultado.
Máximo	Máximo de ambas imágenes
Mínimo	Mínimo de ambas imágenes
Or	OR lógico (O) bit a bit
Producto	Producto de ambas imágenes

Resta	Resta Imagen 1 menos Imagen 2, El resultado puede tener valores negativos
Suma	Suma o promedio de ambas imágenes
Superposición	Combina dos imágenes. Para cada punto el resultado es la Imagen 1 si ésta es distinta de cero y la Imagen 2 en otros casos.

### **Constante**

Es una constante que se añade al resultado final. Puede usarse este valor para sumar o restar a una imagen un valor fijo. Por ejemplo, tomando Operación = Suma, Peso1 = 1, Peso2 = 0 y Constante = -10, el resultado será la Imagen 1 restando 10 a cada uno de sus píxeles.

### **Imagen 1**

Seleccione en este desplegable la primera imagen.

### **Imagen 2**

Seleccione en este desplegable la segunda imagen.

### **Peso 1**

Especifica el peso que se da a la Imagen 1 en la operación. El valor que se introduzca se multiplicará por la imagen antes de realizar la operación. Este valor se ignora para las operaciones AND, OR, Máximo y Mínimo.

### **Peso 2**

Especifica el peso que se da a la Imagen 2 en la operación. El valor que se introduzca se multiplicará por la imagen antes de realizar la operación. Este valor se ignora para las operaciones AND, OR, Máximo y Mínimo.

### **Ajuste**

Permite controlar como se actúa en caso de que la operación sobrepase el rango dinámico (valor máximo posible) del tipo de imagen usado. Por ejemplo, multiplicar dos imágenes de 8 bits (256 niveles de gris) entre sí, fácilmente produce un resultado mayor que 255, que no se ajusta a una imagen de 8 bits. Las opciones son:

#### *Normalizado*

Seleccione esta opción para que ATW ajuste automáticamente el resultado. El valor mínimo de la imagen resultante será cero, y el valor máximo será 255 para 8 bits y 65535 para 16 bits. Esta opción es especialmente recomendable para las operaciones Suma y Producto.

#### *Truncado*

Seleccione esta opción para que los valores del resultado que se salen del rango dinámico de la imagen sean truncados a los valores mínimo y máximo posibles del tipo de imagen seleccionado. Por ejemplo, para imágenes de 8 bits, los puntos que resulten menores que cero serán puestos a cero y los puntos que tras la operación resulten mayores que 255 serán convertidos a 255.

### **Ejemplos:**

#### **MULTIPLICAR/DIVIDIR UNA IMAGEN POR UNA CONSTANTE:**

Se puede multiplicar o dividir una sola imagen por una constante numérica de la siguiente forma:

---



$$\text{Resultado} = \text{Constante} + \text{Peso1} \times \text{Imagen1} [*] \text{Peso2} \times \text{Imagen2}$$

- Seleccione la imagen a procesar en el selector de imagen1
- Introduzca la constante multiplicativa en el selector Peso 1 (p.e. 2.0 para multiplicar por 2 o 0.5 para dividir por 2)
- Seleccione la misma imagen o cualquier otra (del mismo tamaño) en el selector de imagen 2.
- Introduzca Peso 2 = 0 (de esta forma la contribución de la imagen 2 es cero en todos los puntos)
- Seleccione la operación SUMA o RESTA en el selector de operaciones
- Introduzca el valor cero en la casilla de Constante.
- Seleccione la opción de ajuste Truncado.

De esta forma, la operación anterior se convierte en:

$$\begin{aligned} \text{Resultado} &= 0 + \text{Peso1} \times \text{Imagen1} [\text{SUMA}] 0 \times \text{Imagen2} = \\ &= \text{Peso1} \times \text{Imagen1} \end{aligned}$$

The screenshot shows a dialog box titled "Operaciones entre imagenes". It contains several input fields and buttons. The "Operación" dropdown is set to "Suma". The "Constante" field contains "0". Under "Imagen 1", the dropdown is "Im #1 Sin Nomb" and "Peso 1" is "1.0". Under "Imagen 2", the dropdown is "Im #1 Sin Nomb" and "Peso 2" is "0". The "Ajuste" section has "Normalizado" unselected and "Truncado" selected. "Aceptar" and "Cancelar" buttons are at the bottom right.

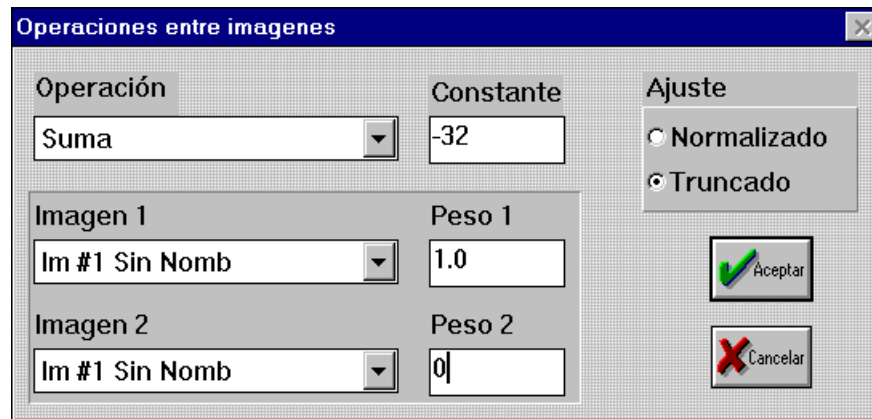
#### SUMAR/RESTAR UNA CONSTANTE A UNA IMAGEN:

Se procede de forma similar al la anterior:

- Seleccione la imagen a procesar el selector Imagen 1
- Introduzca el valor 1.0 en el selector peso1
- Seleccione la misma imagen o cualquier otra (del mismo tamaño) en el selector de imagen 2.
- Introduzca Peso 2 = 0 (de esta forma la contribución de la imagen 2 es cero en todos los puntos)
- Seleccione la operación SUMA o RESTA en el selector de operaciones
- Introduzca el valor adecuado en el selector Constante (positivo para sumar y negativo para restar)
- Seleccione la opción de ajuste Truncado.

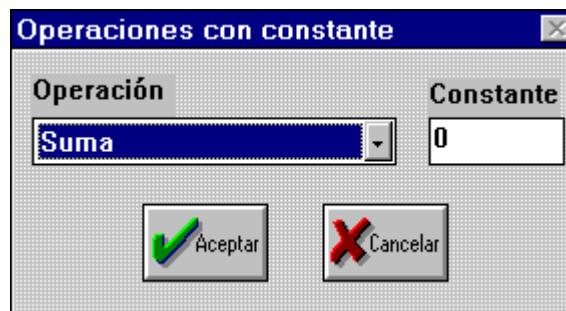
De esta forma, la operación anterior se convierte en:

$$\begin{aligned} \text{Resultado} &= \text{Constante} + 1.0 \times \text{Imagen1} [\text{SUMA}] 0 \times \text{Imagen2} = \\ &= \text{Constante} + \text{Imagen1} \end{aligned}$$



### 1.14.2 Operaciones de una imagen con una constante.

Esta función permite realizar una operación aritmética o lógica de cada uno de los píxeles de la imagen con un valor constante, punto a punto:



Las operaciones permitidas son:

- **Aritméticas:**
  - o Multiplicación
  - o Suma
- **Lógicas**
  - o AND
  - o NOT
  - o OR
  - o SHL
  - o SHR
  - o XOR

Esta operación es válida para imágenes de 8 y 16 bits/píxel.

### 1.14.3 Definir Kernel<sup>2</sup>.

Según los textos también se denomina vecindad, entorno o elemento estructurante.

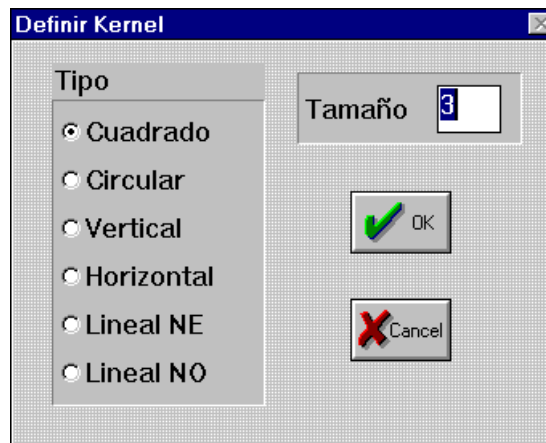
El *kernel* de una operación de filtraje define el número y disposición de los píxeles alrededor del que va a ser filtrado que intervienen en la operación.

En un filtro lineal 3x3, el *kernel* es un entorno de 3 píxeles de ancho y 3 de alto, centrado en el píxel a tratar (similar a la disposición de puntos de la función ver vecindad)

Para operaciones morfológicas, el *kernel* puede variar de tamaño y adoptar formas más o menos exóticas (cuadrado, círculo, líneas etc.)

Este comando sirve para fijar el tamaño de la vecindad, entorno o *kernel*, que se emplea en las operaciones de morfología y filtros. Estas operaciones reemplazan el valor de cada píxel por el valor en un entorno de un parámetro estadístico (por ejemplo el valor medio). La forma y tamaño del *kernel* afectará a la sensibilidad del filtrado a pequeños detalles.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



#### Tipo

Define la forma del kernel. Las opciones son:

- |            |  |
|------------|--|
| Cuadrado   | Es la forma mas utilizada y recomendable para la mayor parte de aplicaciones. Muchas operaciones pueden realizarse por algoritmos especiales rápidos para kernel cuadrado, mientras que son extremadamente lentas para otras formas de kernel. |
| Circular   | El tamaño del kernel se refiere al diámetro de un círculo.   |
| Vertical   | Kernel de 1 píxel de ancho y la altura fijada en Tamaño  |
| Horizontal | Kernel de 1 píxel de alto y la anchura fijada en Tamaño  |
| Lineal EN  | Kernel lineal inclinado 45° en sentido horario desde la vertical   |
| Lineal NO  | Kernel lineal inclinado 45° en sentido antihorario desde la vertical   |

#### Tamaño

Determina el tamaño del kernel. A fin de evitar desplazamientos indeseados de la imagen, es conveniente emplear valores impares. La mayor parte de las operaciones

---

<sup>2</sup> Del alemán Núcleo

se ralentizan drásticamente al aumentar el tamaño del kernel, de modo que es conveniente no emplear tamaños mayores de los necesarios, especialmente en imágenes de 16 bits.

## 1.14.4 Morfología matemática.

Este submenú incluye operaciones básicas de morfología matemática en tonos de gris. Estas operaciones se fundamentan en extraer los valores máximos y/o mínimos en la vecindad (kernel) alrededor de cada punto. Las aplicaciones principales son simplificar la imagen, eliminando detalles innecesarios y eliminación de ruido.

Todas las operaciones actúan sobre la propia imagen, sin crear una nueva:

Las operaciones definidas son:

- Dilatación
- Erosión
- Opening (apertura)
- Closing (cierre)
- Gradiente morfológico

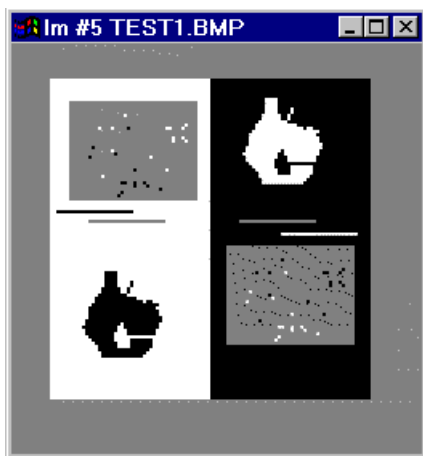
NOTA:

Las operaciones morfológicas se pueden finalizar en cualquier momento presionando la tecla "Esc" hasta que desaparezca la barra de progreso del cálculo.

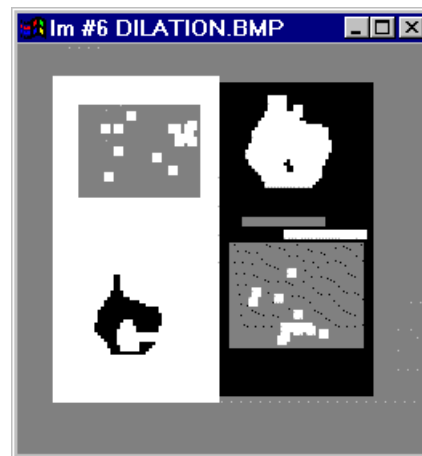
### 1.14.4.1 Dilatación.

Esta operación reemplaza el valor de cada píxel por el máximo de los valores existentes dentro de la vecindad del punto. El efecto es dilatar (ensanchar) las zonas brillantes y contraer las oscuras. Nótese que modifica la posición de los bordes.

Ejemplo sobre un Kernel 3x3



Original

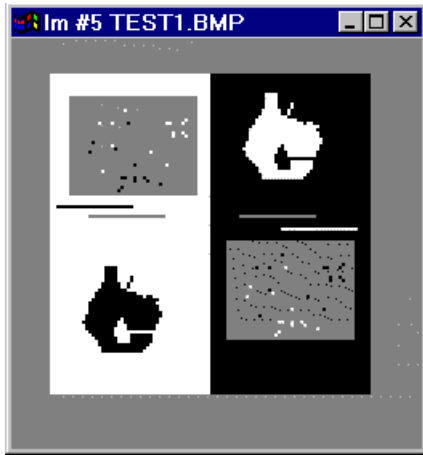


Dilatación

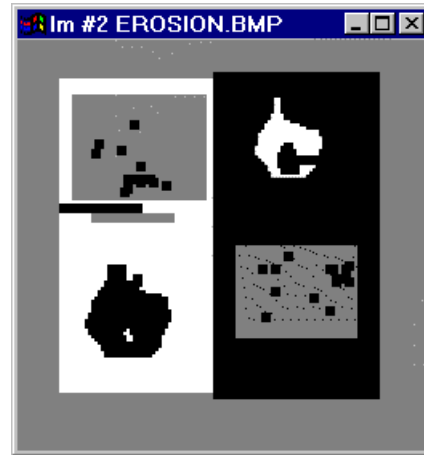
#### 1.14.4.2 Erosión.

Esta operación reemplaza el valor de cada píxel por el mínimo de los valores existentes dentro de la vecindad del punto. El efecto es erosionar (contraer) las zonas brillantes y ensanchar las oscuras.

Ejemplo sobre un Kernel 3x3. Nótese que modifica la posición de los bordes.



Original

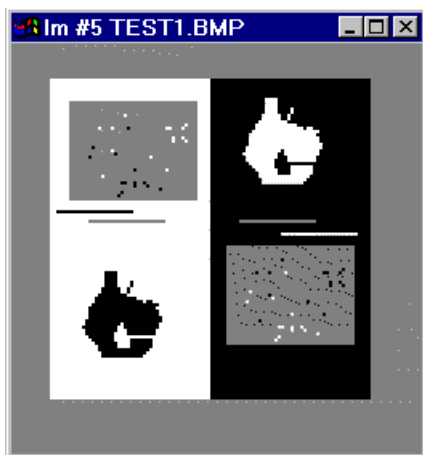


Erosión

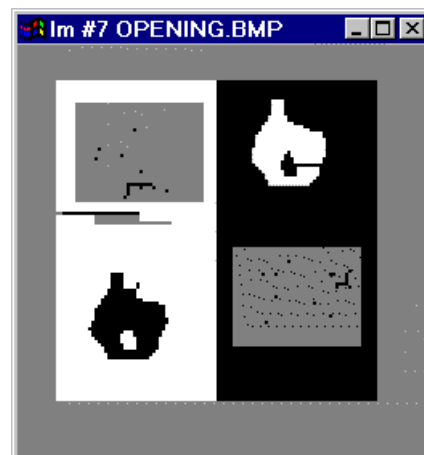
#### 1.14.4.3 Opening (apertura).

Este filtro morfológico realiza en secuencia una erosión y una dilatación. El resultado es eliminar los puntos aislados oscuros, pero manteniendo prácticamente intactos los detalles brillantes. Se emplea para eliminar ruido de tipo impulsivo (puntos aislados) oscuro, por ejemplo, debidos a una digitalización defectuosa. No modifica la posición de los bordes.

Ejemplo sobre un Kernel 3x3



Original

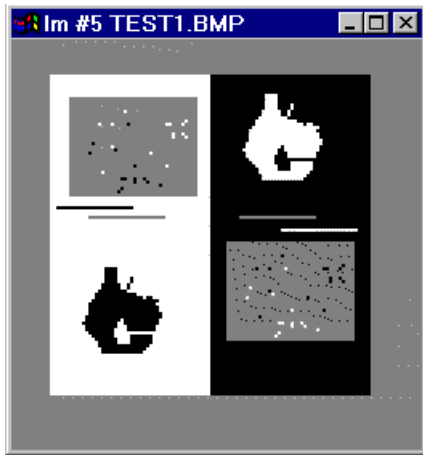


Opening

#### 1.14.4.4 Closing (cierre).

Este filtro morfológico realiza en secuencia una dilatación y una erosión. El resultado es eliminar los puntos aislados brillantes, pero manteniendo prácticamente intactos los detalles oscuros. Se emplea para eliminar ruido de tipo impulsivo (puntos aislados) brillante, por ejemplo, debidos a una digitalización defectuosa. No modifica la posición de los bordes.

Ejemplo sobre un Kernel 3x3



Original

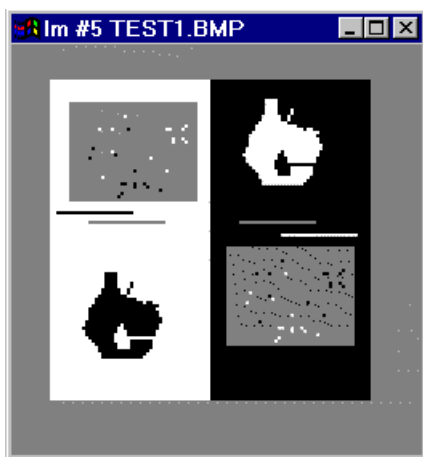


Closing

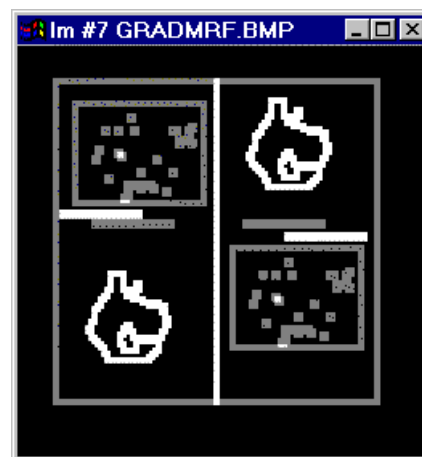
#### 1.14.4.5 Gradiente morfológico.

Este filtro reemplaza el valor de cada píxel por la diferencia entre el máximo y el mínimo dentro de la vecindad. La operación es equivalente a la diferencia entre la dilatación y la erosión de la imagen. El resultado es una extracción de bordes.

Ejemplo sobre un Kernel 3x3



Original



Gradiente

#### 1.14.5 Transformada de Fourier.

Calcula la transformada de Fourier para imágenes de complejos utilizando un algoritmo de transformada rápida de Fourier (FFT).

Esta operación sólo es válida para imágenes cuadradas con tamaños que sean potencias de 2.

#### 1.14.6 Transformada inversa de Fourier.

Calcula la transformada de Fourier para imágenes de complejos utilizando un algoritmo de transformada rápida de Fourier (FFT) y posteriormente invierte espacialmente el resultado.

Esta operación sólo es válida para imágenes cuadradas con tamaños que sean potencias de 2.

### 1.14.7 Complejo conjugado.

Con esta opción se calcula el complejo conjugado de cada uno de los puntos de una imagen de complejos

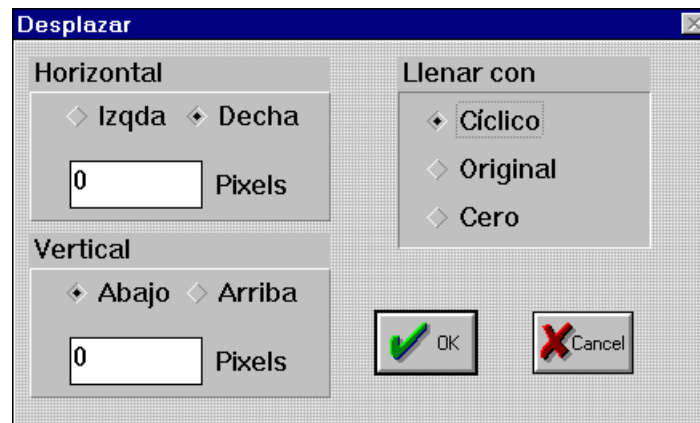
## 1.14.8 Operaciones geométricas.

Son operaciones que modifican geoméricamente la imagen:

### 1.14.8.1 Desplazar.

Desplaza el contenido de una imagen

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



donde

*Horizontal y Vertical*

Sirven para seleccionar la dirección de desplazamiento y la distancia, en número de píxeles, a desplazar.

*Llenar con*

Define como se tratan los puntos de la imagen resultante que corresponden a puntos fuera de la imagen de entrada. Las opciones son:

- |          |  |
|----------|--|
| Cíclico  | Al desplazar los puntos que desaparecen por un extremo de la imagen aparecen por el extremo opuesto. |
| Original | Se mantienen los valores de la imagen original.  |
| Cero     | Se asignan a valor nulo.   |

### 1.14.8.2 Girar.

Gira el contenido de la imagen alrededor de un punto.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



donde

*Centro de giro*

Especifica el punto alrededor del cual se gira la imagen. Por defecto se sitúa en el centro de la imagen.

*Sentido de giro*

Indica si el giro es en sentido horario o antihorario

*Ángulo*

Introduzca en esta casilla el ángulo de giro deseado (en grados sexagesimales).

*Interpolación*

Controla como se tratan los puntos que al muestrear durante el giro no coinciden en posiciones enteras. Las opciones son:

- |          |   |
|----------|---|
| Bilineal | Toma el valor de interpolación bilineal de los 4 puntos adyacentes. Puede suavizar ligeramente la imagen, aunque globalmente es la opción que produce mejores resultados.     |
| Próximo  | Redondea al valor entero más próximo las coordenadas de los puntos de la imagen. Es más rápida, aunque puede producir un efecto de escalera para bordes nítidos en la imagen. |
| Máximo   | Toma el valor máximo. Evita que se pierdan puntos aislados brillantes, aunque a costa de eliminar los oscuros.  |
| Mínimo   | Toma el valor mínimo. Evita que se pierdan puntos aislados oscuros, aunque a costa de eliminar los brillantes.  |

### 1.14.8.3 Invertir Horizontal.

Invierte la imagen de izquierda a derecha.

### 1.14.8.4 Invertir Vertical.

Invierte la imagen de arriba abajo.



### 1.14.8.5 Trasponer imagen.

Esta operación intercambia el tamaño horizontal y vertical de una imagen



Imagen original: 144 filas y 176 columnas



Imagen traspuesta: 176 filas y 144 columnas

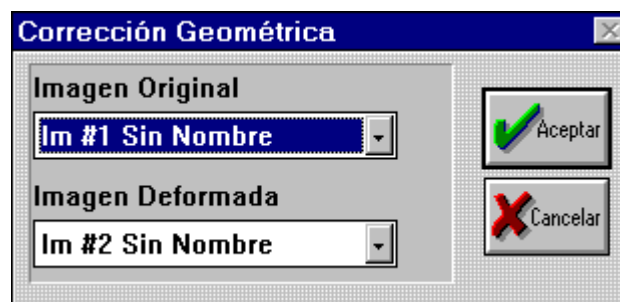
### 1.14.8.6 Corrección geométrica (*Spatial Warping*).

Esta operación permite corregir cualquier deformación de una imagen de forma supervisada, por comparación con una imagen no deformada de referencia.

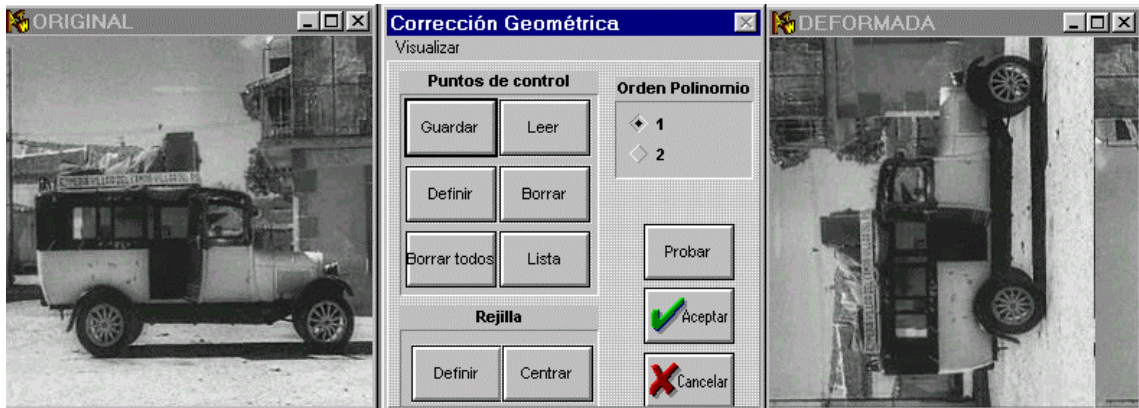
El método de corrección se basa en la determinación de una serie de puntos de control homólogos en ambas imágenes. Para cada punto de la imagen original (no deformada), debe especificarse el lugar que le corresponde en la imagen deformada.

Una vez localizados los puntos de control, ATW calcula la transformación polinómica necesaria para hacer coincidir geoméricamente ambas imágenes

Debe seleccionarse en primer lugar el par de imágenes que intervienen en el proceso: la imagen de referencia (original) y la imagen deformada que se quiere corregir.



Las imágenes pueden ser de diferentes tamaños y de 8 ó 16 bits/píxel indistintamente.

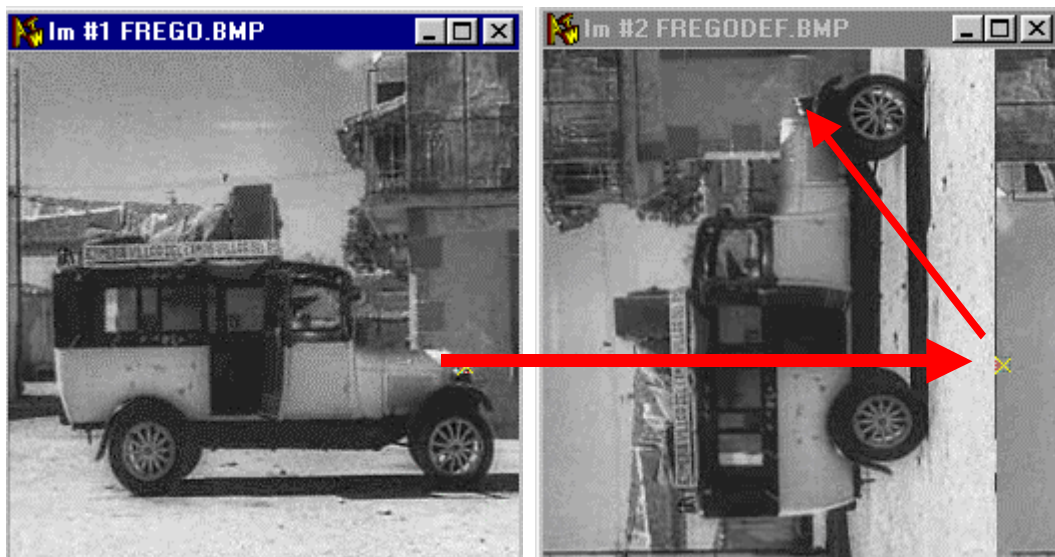


Un diálogo de operaciones permite definir y modificar los puntos de control en ambas imágenes.

Como primer paso, presione el botón DEFINIR y sitúese sobre la imagen ORIGINAL. Lleve el puntero hasta un punto que sea identificable en ambas imágenes y presione el botón izquierdo del ratón.

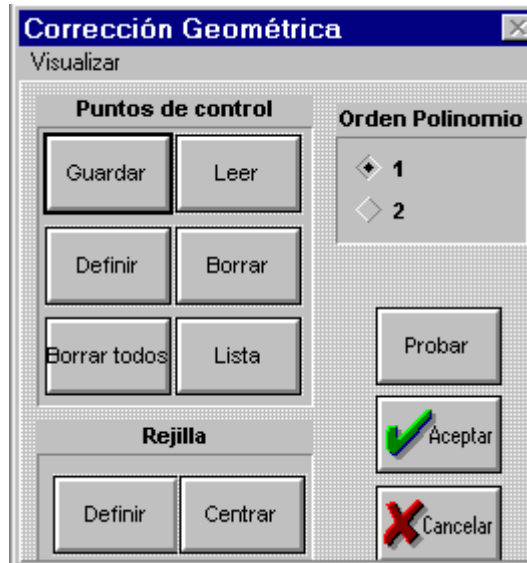
ATW situará un marcador en idénticas coordenadas en ambas imágenes (si las coordenadas no existen en la imagen deformada, ATW avisará mediante un sonido y situará el punto de control en el centro de la imagen deformada).

En el siguiente ejemplo, se ha colocado una marca sobre el faro de la camioneta en la imagen original. La marca se traslada a la imagen deformada manteniendo la posición original:



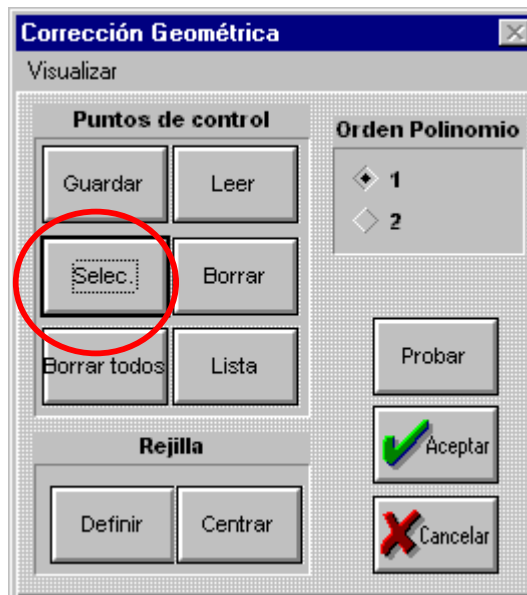
A continuación, sitúese sobre la imagen deformada, seleccione y arrastre el marcador hasta la posición que le corresponda.

Realice la operación con tantos puntos de control como crea conveniente. Necesitará un mínimo de 4 puntos para una corrección de primer orden y 9 para una corrección de segundo orden.



Una vez determinados los puntos de control, estos pueden ser grabados a disco (ambos conjuntos de puntos simultáneamente). Los puntos pueden ser borrados (se borra el par de puntos simultáneamente) o modificados. Todas las acciones sobre los puntos de control están accesibles desde el diálogo de corrección geométrica:

Para modificar la posición de un punto de control en la imagen original, debe pulsar el botón DEFINIR para que cambie a modo SELECCIONAR



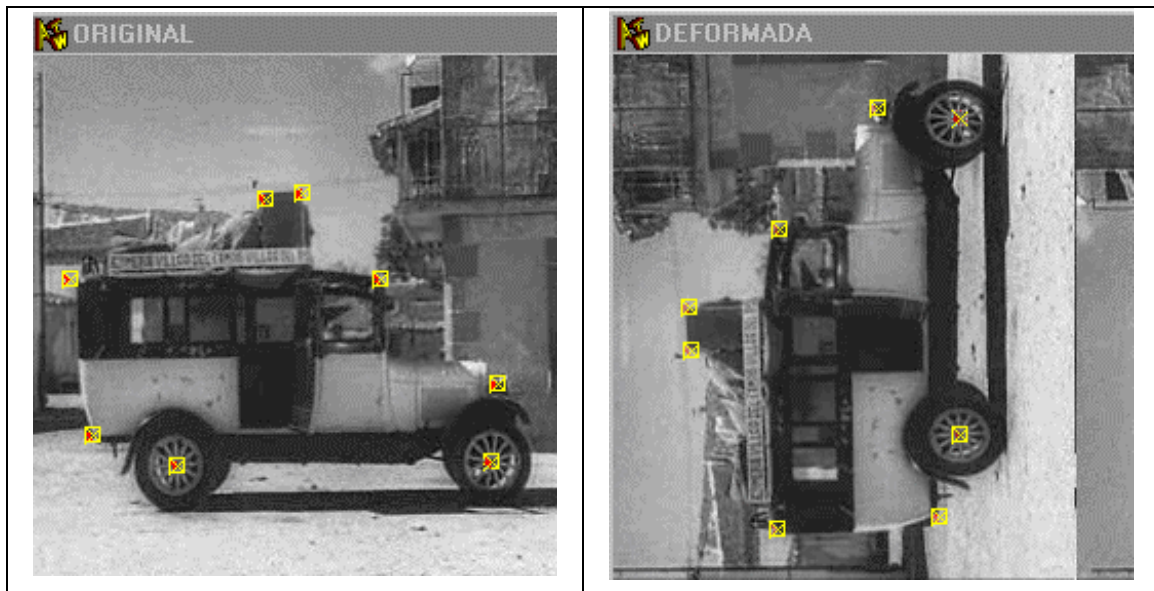
De esta forma, se puede seleccionar un punto de control sobre la imagen original y llevarlo a una posición más correcta que la originalmente definida. En la imagen deformada la posición es modificable independientemente del modo del modo en que se encuentre la original (definición / selección).

Seleccione la opción LISTA para visualizar las coordenadas de los puntos de control en ambas imágenes.

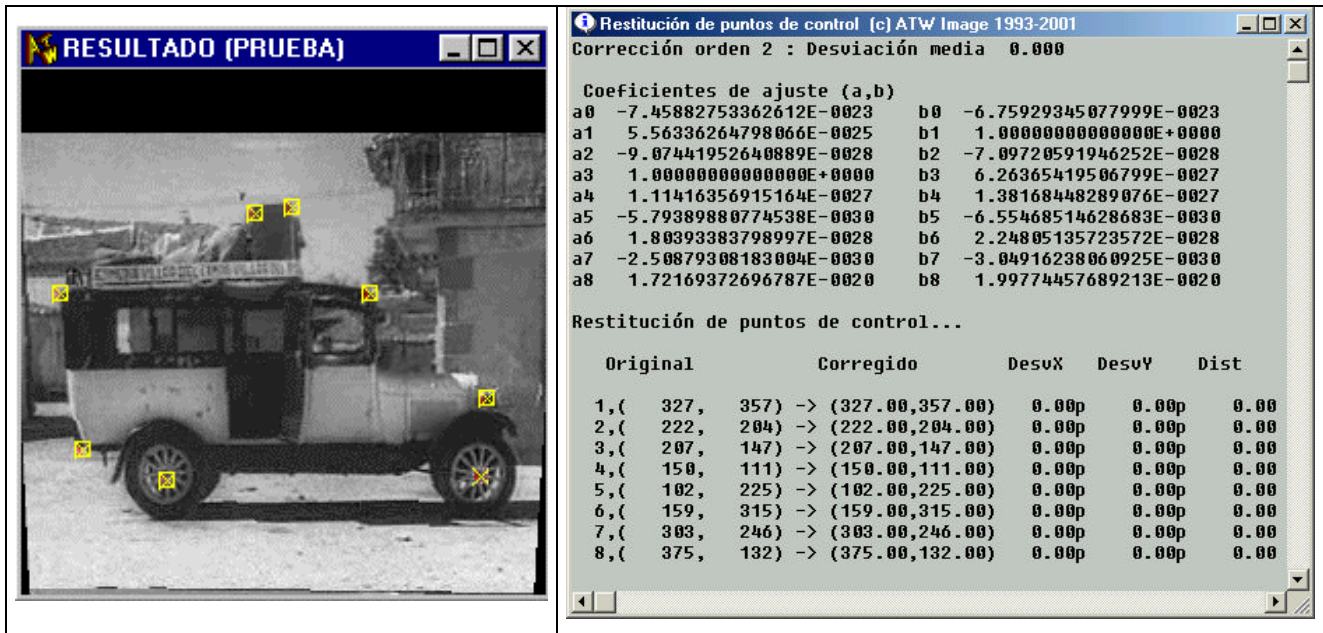
Las utilidades de rejilla son idénticas a la opción rejilla del menú EDICIÓN

Cuando haya definido todos los puntos de control, presione el botón PROBAR para ver el resultado. Modifique las posiciones de los puntos o añada/elimine puntos hasta que la corrección sea de su agrado. NOTA: La opción Borrar elimina el par de puntos que se encuentra seleccionado en ese momento.

Volviendo al ejemplo anterior, se han seleccionado pares de puntos homólogos en la imagen:



El resultado del ajuste de estos puntos a un polinomio de primer grado se muestra en una imagen de prueba corregida (sobre la que se superponen los puntos de control de la imagen original) y una lista numérica que indica la posición calculada de los puntos de control.



Una vez finalizado el proceso, puede utilizar otras herramientas de ATW Image para comparar las imágenes original y corregida como por ejemplo, una diferencia entre imágenes como se muestra en la figura siguiente.



EL cálculo de la imagen corregida en modo prueba se realiza utilizando interpolación al vecino más próximo (por rapidez de cálculo), mientras que el resultado definitivo puede calcularse con interpolación bilineal o al vecino más próximo a elección del usuario.

#### 1.14.8.7 Centrar objeto.

Emplee esta operación para centrar un objeto en el centro de la imagen. La operación tiene significado real si la imagen contiene un objeto sobre fondo oscuro.

Centro de masas

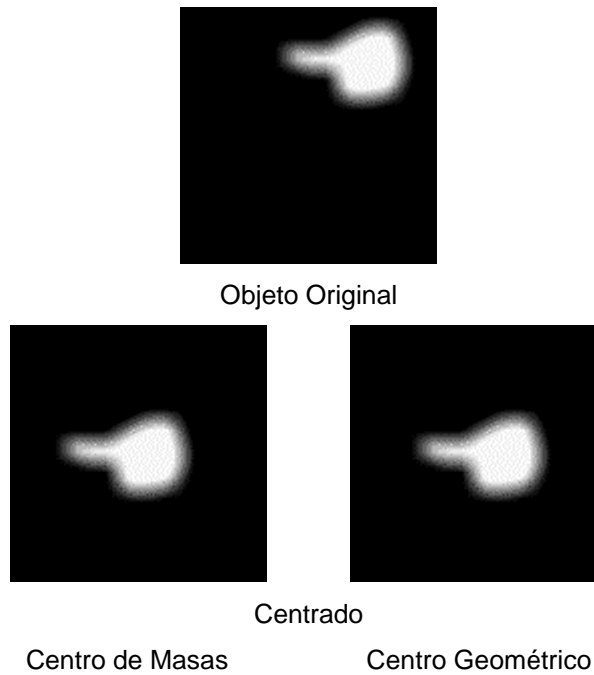
Centra el centro de masas en el centro de la imagen

Centro geométrico

Centra en la imagen el rectángulo que inscribe al objeto. Para que proporcione resultados útiles, el fondo de la imagen ha de ser cero.



Para comprobar la diferencia entre estas operaciones, obsérvese el siguiente ejemplo:



### 1.14.9 Duplicar.

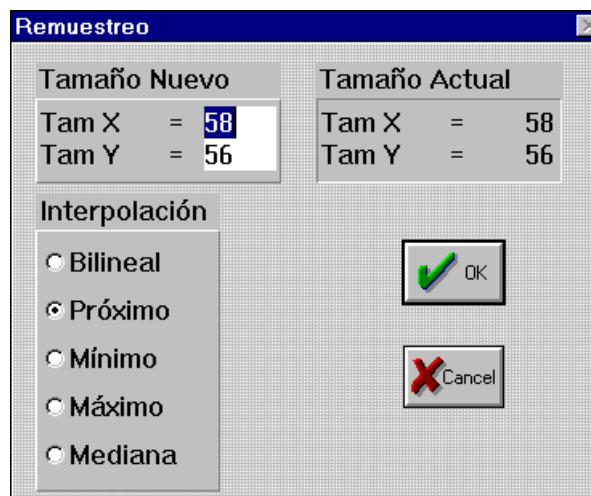
Crea una nueva imagen idéntica a la imagen activa. Las tablas que tuviese la imagen original también son transferidas a la nueva.

Use esta operación para extraer imágenes de una secuencia.

### 1.14.10 Remuestrear.

Crea una nueva imagen con posibilidad de cambiar el tamaño.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



### **Tamaño nuevo**

Introduzca en estas casillas el tamaño (en píxeles) de la nueva imagen.

### **Tamaño actual**

Informa del tamaño de la imagen que se desea remuestrear.

### **Interpolación**

Al disminuir o aumentar el tamaño de una imagen han de eliminarse puntos de la imagen original o crearse puntos nuevos. Este parámetro indica como se realiza este cambio. Las opciones de interpolación son:

Bilineal	Toma el valor de interpolación bilineal de los 4 puntos adyacentes. Puede suavizar ligeramente la imagen, aunque globalmente es la opción que produce mejores resultados.
Próximo	Redondea al valor entero más próximo las coordenadas de los puntos de la imagen. Es más rápida, aunque puede producir un efecto de escalera para bordes nítidos en la imagen.
Máximo	Toma el valor máximo. Evita que se pierdan puntos aislados brillantes, aunque a costa de eliminar los oscuros.
Mínimo	Toma el valor mínimo. Evita que se pierdan puntos aislados oscuros, aunque a costa de eliminar los brillantes.
Mediana	Toma la mediana de los 4 puntos adyacentes. El resultado es similar al obtenido con interpolación bilineal, pero se evita el aspecto borroso. Es especialmente útil para aumentos fuertes de la imagen.

## **1.14.11 Normalizar.**

Realiza una expansión lineal del histograma. Esto es, reajusta los niveles de gris de modo que el mínimo sea cero y el máximo el valor mas alto posible para el tipo de imagen. En imágenes complejas, normaliza el máximo de la imagen a 1.

## **1.14.12 Convertir a 16 bits/píxel.**

Crea una imagen nueva de 16 bits a partir de una de 8 bits. Esta operación es útil para convertir imágenes de distintas fuentes a 16 bits, para poder realizar operaciones entre ellas, por ejemplo recortar y pegar ROI entre ellas.

Las imágenes de complejos se pueden convertir a 16 bits/píxel. Se convertirá la parte que se esté visualizando (real, imaginaria, módulo, intensidad o fase). El valor máximo y mínimo de la imagen compleja se ajustan al valor máximo y mínimo disponible para este tipo de imagen (0..65535)

## **1.14.13 Convertir a 8 bits/píxel.**

Crea una imagen nueva de 8 bits a partir de una de 16 bits. Esta operación es útil para convertir imágenes de distintas fuentes a 8 bits, para poder realizar operaciones entre ellas, por ejemplo recortar y pegar ROI entre ellas. Además puede usarse para exportar imágenes de 16 bits a otros programas, que solo admiten imágenes de 8 bits/píxel.

Las imágenes de complejos se pueden convertir a 8 bits/píxel. Se convertirá la parte que se esté visualizando (real, imaginaria, módulo, intensidad o fase). El valor máximo y mínimo de la imagen compleja se ajustan al valor máximo y mínimo disponible para este tipo de imagen (0..255)

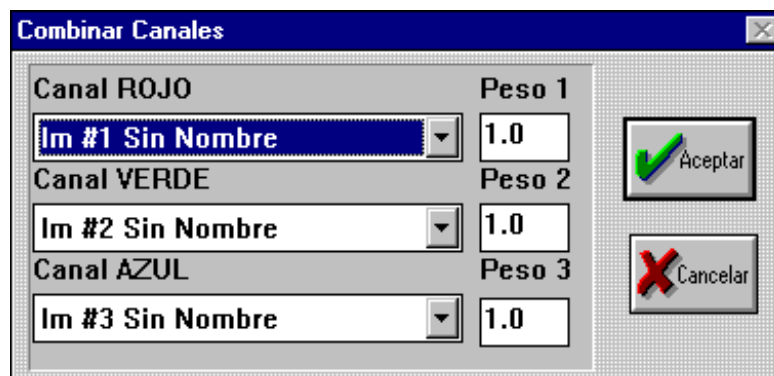
Las imágenes RGB se pueden convertir a 8 bits por píxel integrando los tres canales en una sola imagen monocroma

### 1.14.14 Convertir a complejo.

Una imagen de 8 o 16 bits se puede convertir a formato complejo mediante esta función. Los valores de la imagen se colocarán en la parte real de la imagen compleja, quedando la parte imaginaria a cero.

### 1.14.15 Combinar canales.

Tres imágenes de tipo BYTE se pueden combinar en una imagen de *true color*. Cada imagen se asigna a un canal de color. A cada canal se le puede asignar un peso arbitrario para darle más o menos importancia relativa en la composición final.



### 1.14.16 Separar canales.

Separa una imagen RGB en tres imágenes monocromas de tipo BYTE, correspondientes a los tres canales de color.

### 1.14.17 Filtros lineales.

Las operaciones de este submenú realizan filtrajes lineales. Estos pueden usarse para eliminar ruido de la imagen, realzar bordes o suavizarla.

#### 1.14.17.1 Average (media).

Reemplaza cada punto de la imagen por la media de los valores de la vecindad, tal y como se haya definido en "Definir Kernel". La aplicación es suavizar la imagen, normalmente para eliminar ruido. La operación producirá un suavizado de todo los bordes de la imagen, apareciendo borrosa. Es muy efectivo en imágenes suaves corrompidas por ruido de poca amplitud (por ejemplo el ruido de digitalización de una cámara CCD). Téngase en cuenta que

---



ATW tiene implementación de algoritmos rápidos para kernel cuadrado para imágenes de 8 bits, por lo que para este tipo de kernel es posible utilizar vecindades de gran tamaño a una velocidad considerable.

### 1.14.17.2 Filtros 3x3.

Realizan operaciones de suavizado y realce de bordes, empleando una vecindad de tamaño fijo 3x3

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



Seleccione en Filtro el tipo de operación. Los pesos utilizados para realizar el filtraje se muestran en la ventana inferior.

Tipos de filtros:

Extracción de bordes	Detecta los bordes y puntos aislados de una imagen
Realce de bordes	Aumenta el contraste de los bordes
Suavizado	Realiza un ligero suavizado de la imagen. El efecto es menos fuerte que el un Average.
Sobel	Realiza una extracción de bordes. La operación es un gradiente bidimensional de la imagen.

### 1.14.18 Filtros no lineales.

Este submenú incluye diversos filtrajes no lineales de imágenes. La ventaja de los filtrajes no lineales es que, en muchos casos no afectan a la imagen, sino sólo al ruido que la corrompe.

#### 1.14.18.1 Mediana.

Es el filtro lineal de eliminación de ruido por excelencia. Reemplaza el valor de cada píxel por la mediana de los valores de la vecindad (el que ocuparía el punto medio en una fila donde se ordenen en orden creciente todos los niveles de gris de la vecindad). Es muy efectivo en la eliminación de ruido impulsivo (puntos aislado), a la vez que preserva relativamente bien los bordes. Para kernel cuadrado ATW utiliza algoritmos rápidos.

### 1.14.18.2 Moda.

Reemplaza el valor de cada píxel por el que se repite más en la vecindad. Es útil cuando se tiene una imagen que debería estar formada por parches de nivel de gris uniforme, pero que está corrompida por ruido.

### 1.14.18.3 Desviación estándar.

Reemplaza cada píxel por la desviación estándar de los niveles de gris de la vecindad. Aporta información sobre la variabilidad de los valores de gris en cada zona. El efecto es similar a un realce de bordes, pero su cálculo es costoso en tiempo.

### 1.14.18.4 Ecuación local.

Esta operación realiza una ecualización de histograma en la vecindad de cada uno de los puntos de la imagen. El efecto es aumentar drásticamente el contraste local. En cada zona del tamaño del kernel aparecerán puntos tanto claros como oscuros. La aplicación principal es destacar variaciones ligeras del nivel de gris de la imagen. La operación es relativamente lenta, pero dado que está implementada en algoritmo rápido, es recomendable emplear tamaños de kernel grandes (31x31, por ejemplo). Tamaños pequeños de kernel pueden producir resultados difíciles de interpretar.

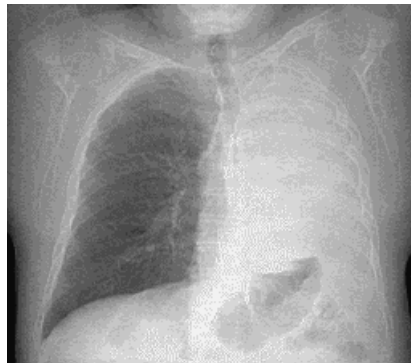


Imagen Original



Ecuación

Global

Local con Kernel de 51x51

#### **1.14.18.5 MaxMed.**

Realiza el máximo en kernels con varias orientaciones (horizontal, vertical y las dos diagonales) y reemplaza el valor de gris del punto original por la media de estos máximos. El resultado es un filtraje de supresión de ruido que preserva líneas delgadas.

#### **1.14.18.6 MinMed.**

Realiza el Mínimo en kernels con varias orientaciones (horizontal, vertical y en las dos diagonales) y reemplaza el valor de gris del punto original por la media de estos mínimos. El resultado es un filtraje de supresión de ruido que preserva líneas delgadas.

## 1.15 TABLAS.

Todas las operaciones con tablas afectan a la representación de la imagen, pero no modifican los valores reales de la misma. Las tablas establecen la relación entre los valores de la imagen y los niveles de gris que realmente se representan en pantalla.

En todo momento es posible volver a la representación normal con el comando Tablas Lineales o también hacer que la imagen tome los valores aparentes por medio de la instrucción Mapear Tablas.

### 1.15.1 Tablas Inversas.

Invierte los niveles de gris de la imagen. El negro pasa a blanco y viceversa.

### 1.15.2 Tablas de Bit.

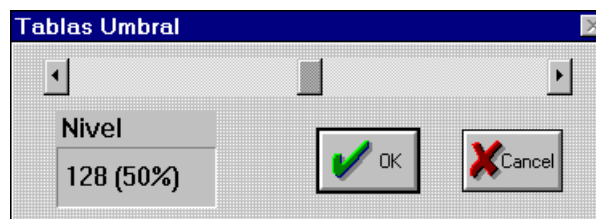
Cada nivel de gris es asignado a blanco si el bit seleccionado en el dialogo está presente en dicho nivel y a cero en otro caso. Puede emplearse para comprobar la posibilidad de compresión de la imagen.



### 1.15.3 Umbral dinámico.

Los valores de gris superiores al umbral seleccionado se asignan a blanco, mientras que los que son inferiores se representan como negro.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



Emplee el deslizador para controlar el nivel de umbralización. Puede emplear también las teclas de cursor y las teclas de Avance página y Retroceso Página para modificar el valor desde el teclado.

---

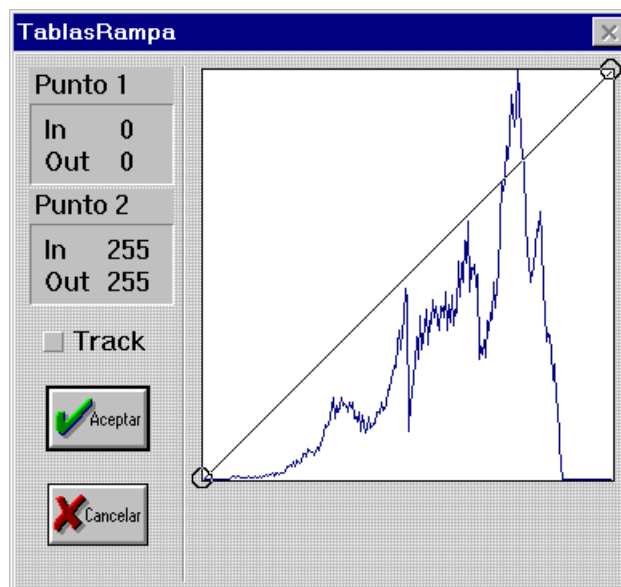
## 1.15.4 Tablas Lineales.

Cancela cualquier asignación anterior de tablas, restaurando una conversión lineal de niveles de gris a valores de la imagen.

## 1.15.5 Tablas rampa.

Esta opción permite establecer tablas con una gran variedad de propósitos. Los principales son variar el contraste y la luminosidad de la imagen.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



En el panel en fondo blanco la línea negra es la tabla de conversión que se va a aplicar. El eje horizontal es el valor de la imagen y el vertical el nivel de gris que se le asigna. Por defecto la tabla es lineal. En el mismo recuadro se ha representado también el histograma de la imagen (línea azul). Éste sirve para conocer los valores máximos y mínimos de la imagen, así como los niveles de gris de interés.

Para controlar la forma de las tablas se pueden mover dos puntos de la tabla de conversión, siendo el intervalo siempre lineal. Para ello sitúe el cursor del ratón sobre uno cualquiera de los dos puntos y pulse el botón izquierdo. Mientras mantenga el botón pulsado podrá desplazar el punto dentro del rectángulo que define la tabla. El movimiento se termina al soltar el botón izquierdo del ratón.

Es posible modificar dos puntos, sin intercambiar su posición horizontal (Punto1 siempre precede a Punto2). Mientras se desplaza uno de los puntos, en los recuadros Punto1 o Punto 2 se muestra su posición. *In* indica el valor de la imagen y *Out* el nivel de gris asignado a dicho valor.

Pulse el botón *Track* para que las modificaciones se vayan reflejando instantáneamente en la imagen mientras se desplazan los puntos de control. Si no está activado, las modificaciones sólo serán aplicadas cuando se termine el desplazamiento.

Ejemplos

1.- Desplace el Punto 1 a lo largo del borde izquierdo hacia arriba para reducir el contraste de la imagen.

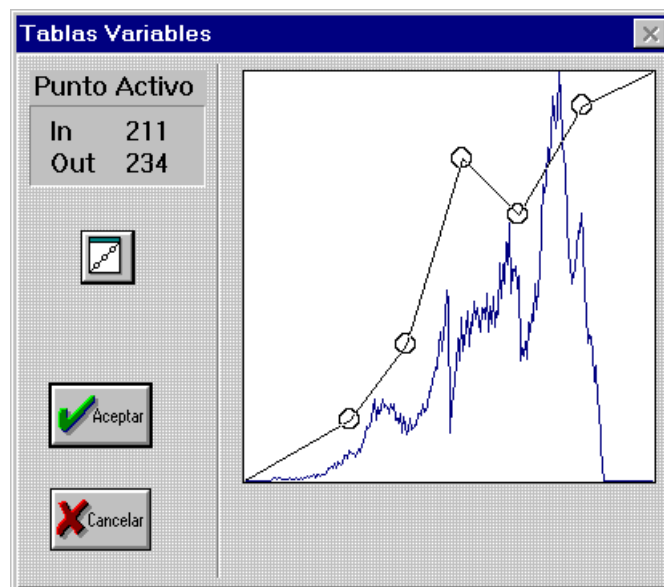
2.- Desplace el Punto 1 a lo largo del borde inferior hacia la derecha para aumentar el contraste de la imagen. Un efecto similar se consigue desplazando el Punto 2 a lo largo del borde superior hacia la izquierda.

3.- Realice simultáneamente ambas operaciones reseñadas en el ejemplo anterior para seleccionar una banda de niveles de gris.

## 1.15.6 Tablas Variables.

Esta opción permite establecer tablas con una gran variedad de propósitos, los principales son variar el contraste y la luminosidad de la imagen y seleccionar ventanas de valores de la imagen.


Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



En el panel en fondo blanco la línea negra es la tabla de conversión que se va a aplicar. El eje horizontal es el valor de la imagen y el vertical el nivel de gris que se le asigna. Por defecto la tabla es lineal. En el mismo recuadro se ha representado también el histograma de la imagen (línea azul). Éste sirve para conocer los valores máximos y mínimos de la imagen, así como los niveles de gris de interés.

Para controlar la forma de las tablas se pueden mover 5 puntos de la tabla de conversión, siendo el intervalo entre cada dos puntos siempre lineal. Para ello sitúe el cursor del ratón sobre uno cualquiera de los dos puntos y pulse el botón izquierdo. Mientras mantenga el botón pulsado podrá desplazar el punto dentro del rectángulo que define la tabla. El movimiento se termina al soltar el botón izquierdo del ratón.

Es posible modificar los 5 puntos, sin intercambiar su posición horizontal. Mientras se desplaza uno de los puntos, en el recuadro Punto Activo se muestra su posición. *In* indica el valor de la imagen y *Out* el nivel de gris asignado a dicho valor.



Puede volver a la disposición lineal original pulsando el botón .

### 1.15.7 Curvas de Nivel.

Aplica tablas con forma cosenoidal, de modo que los valores de gris iguales de la imagen quedan marcados por líneas blancas o negras.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:

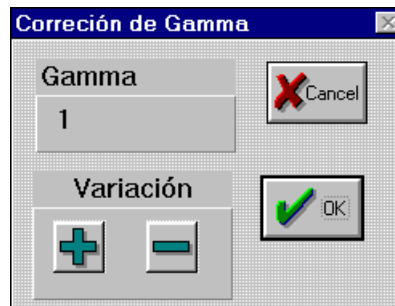




Use los botones  y  para cambiar la separación de las líneas de contorno. La separación aparece reflejada en el recuadro Separación.

### 1.15.8 Ajuste de Gamma.

Aplica tablas de forma logarítmica, de modo similar a como actúa una película fotográfica. Permite variar el contraste de la imagen. Una gamma alta oscurece la imagen aumentando el contraste, mientras que una gamma baja la aclara y reduce el contraste.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:



Use los botones  y  para cambiar el valor de Gamma. El valor seleccionado aparece reflejado en el recuadro Gamma.

### 1.15.9 Ecuación de Histograma.

Esta opción realiza una ecualización de histograma. Esta es una operación que aplica una función de luminancia a los píxeles que distribuye los mismos para que queden repartidos según una función de distribución dada (modelo de densidad de probabilidad).

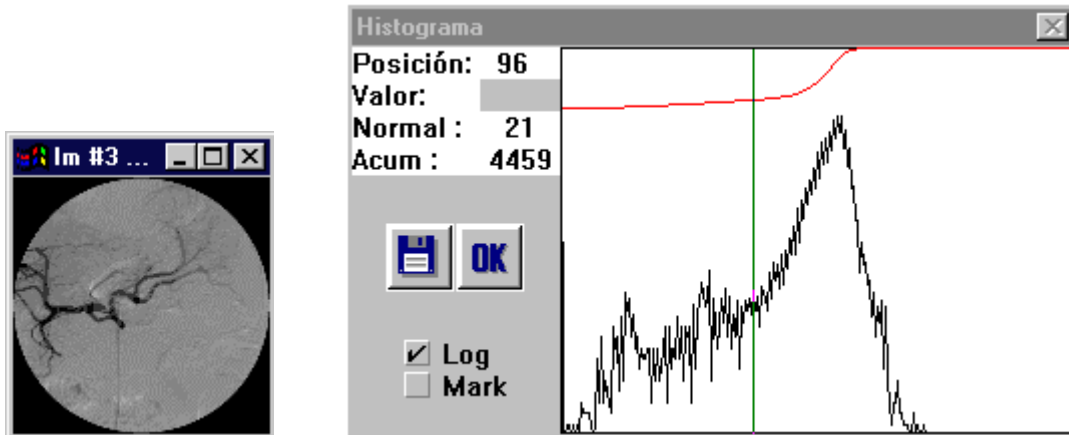
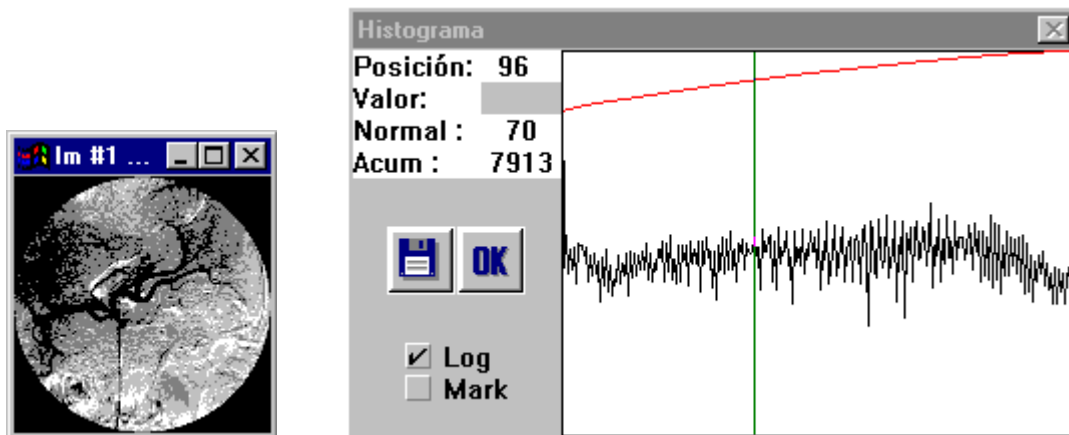


Imagen con su histograma



La imagen anterior ecualizada con una modelo de densidad de probabilidad uniforme (ecualización lineal), junto con histograma

ATW incorpora cuatro funciones distintas de ecualización:

- Lineal
- Exponencial
- Rayleigh
- Hiperbólica

### 1.15.10 SeudoColor.

Existen 3 formas diferentes de asignar un seudocolor en ATW:

#### 1.15.10.1 Seudocolor 1.

Aplica una conversión de niveles de gris a color. Dado que el sistema visual humano es más sensible a variaciones de color que a variaciones de nivel de gris, a menudo el seudocolor hace visibles detalles no apreciables en imágenes de tonos de gris. Este seudocolor pasa desde el blanco al negro pasando por el azul, verde y rojo y tonos intermedios.



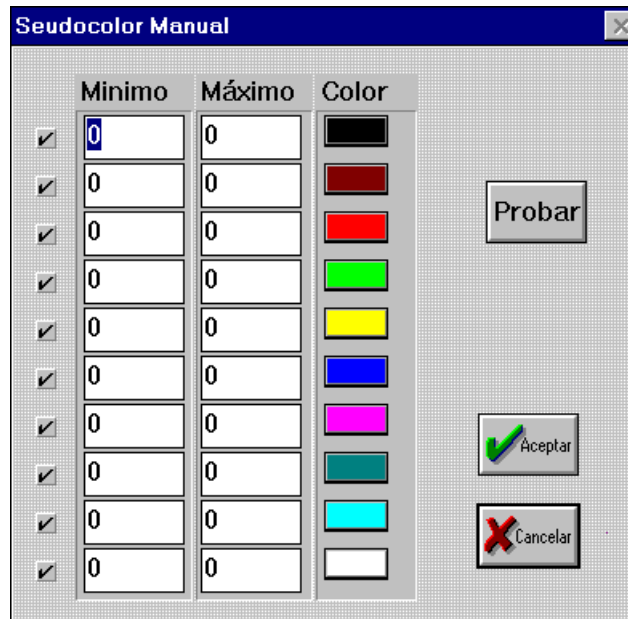
### 1.15.10.2 Seudocolor 2.

Aplica una conversión de niveles de gris a color. Dado que el sistema visual humano es más sensible a variaciones de color que a variaciones de nivel de gris, a menudo el seudocolor hace visibles detalles no apreciables en imágenes de tonos de gris. Este seudocolor pasa desde el rojo al azul pasando por el verde y tonos intermedios.

### 1.15.10.3 Seudocolor manual.

Use esta opción para asignar colores a niveles de gris seleccionados por el usuario.

Al seleccionar esta opción de menú se muestra el siguiente diálogo:

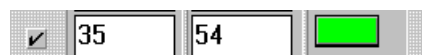


El modo de aplicarlo es seleccionar rangos de niveles de gris y asignarles un color. Puede seleccionar distintos rangos de valores.

Cada fila del diálogo consta de:

Casilla de verificación	Indica si este rango se emplea en la representación.
Mínimo	El valor más bajo del rango.
Máximo	El valor más alto del rango.
Color	Indica el color que tomará este rango de niveles de gris.

Por ejemplo la siguiente elección



hará que los niveles de gris entre 35 y 54 tomen color verde en pantalla, manteniendo el resto como estuviesen originalmente.

El botón Probar aplica las conversiones establecidas por el usuario. Pulsando Cancelar se restablecen las tablas anteriores.

### 1.15.11 Mapear Tablas.

Esta opción reconvierte los valores de la imagen a los que se muestran en pantalla. Si se han modificado las tablas esto afectará a los valores reales de la imagen.

### 1.15.12 Visualización de imágenes de 16 bits.

Las imágenes de 16 bits pueden contener hasta 65536 valores distintos. Con el hardware disponible actualmente, sólo pueden visualizarse simultáneamente 256 niveles de gris distintos. Por este motivo, la visualización de una imagen de alta resolución no puede ser completa.

Cuando ATW lee una imagen de 16 bits la representa en pantalla siguiendo una función lineal. Se calcula el valor mínimo de la imagen y a éste se le asigna el tono de gris 0 (negro). Al valor máximo de la imagen se le asigna el tono 255 (blanco). Esto supone que en una imagen a máxima resolución, los valores se agrupan cada  $65536/256= 256$  valores por tono de gris.

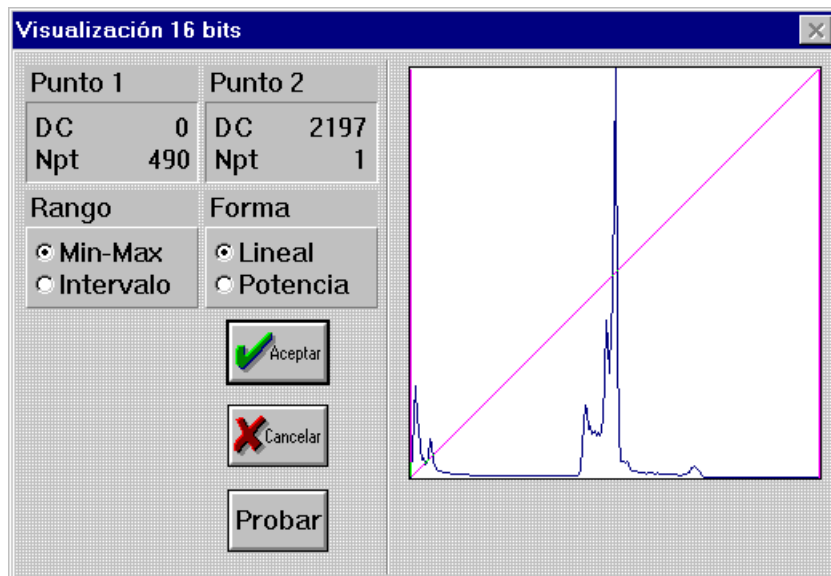
Esta agrupación puede, según casos, provocar un enmascaramiento de los detalles presentes en la imagen.

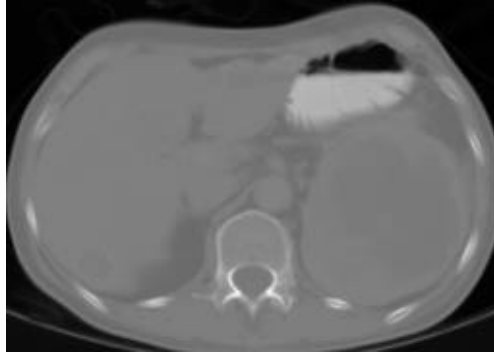
Para solucionar este problema, ATW incluye una potente función de visualización dinámica de imágenes de 16 bits, a la que se accede utilizando la opción de menú

TABLAS » VISUALIZACIÓN 16 BITS

Se despliega un diálogo de funcionamiento similar al de Tablas Rampa o Tablas Variables, pero adaptado a imágenes de alta resolución.

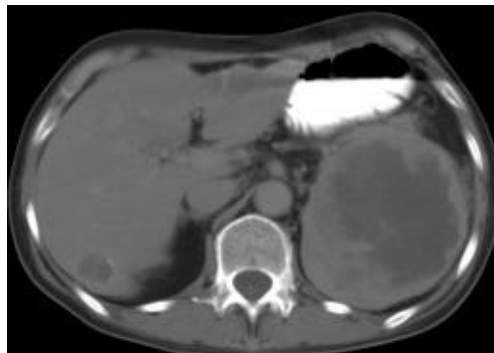
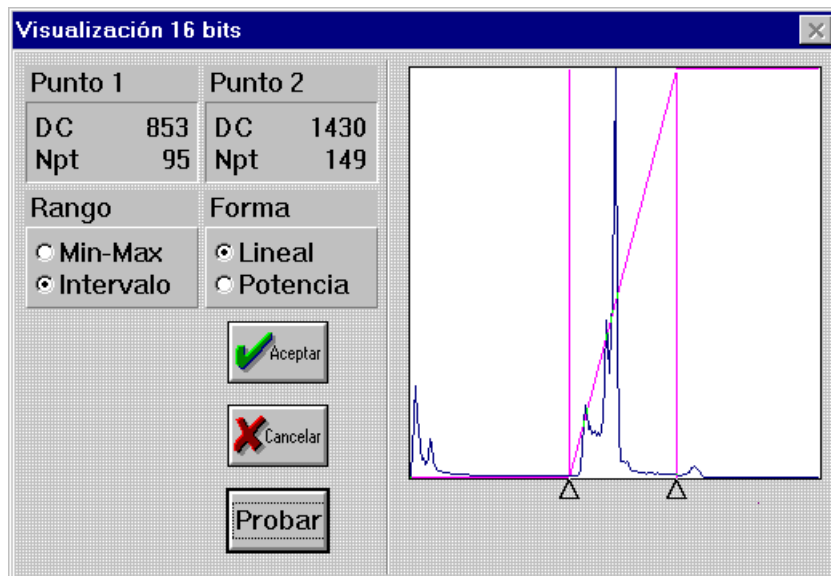
La asignación de niveles es inicialmente lineal:



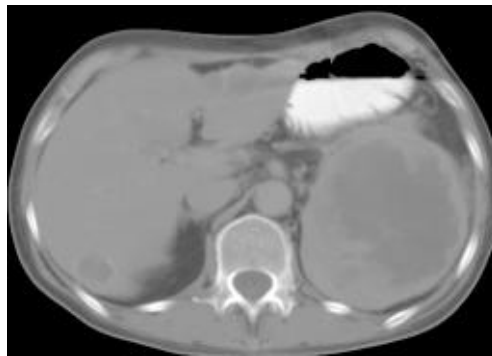
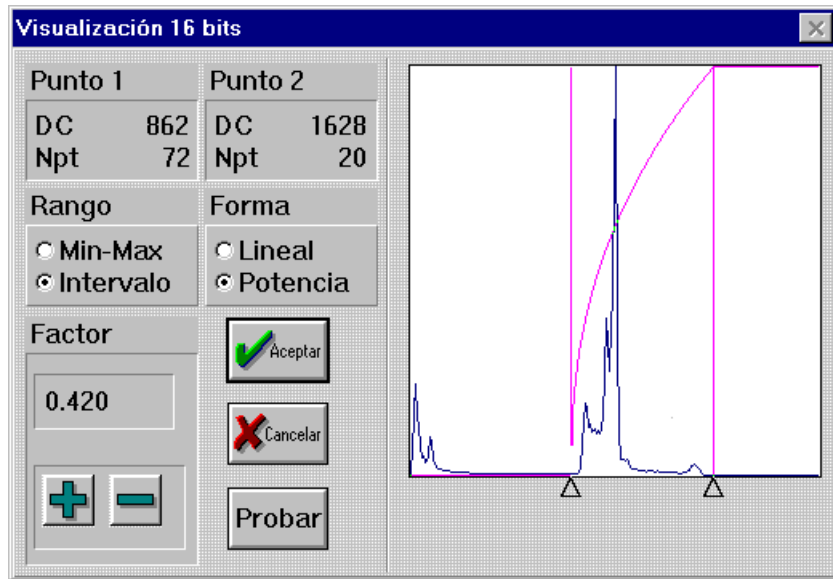




El rango de visualización queda establecido entre el máximo y el mínimo de la imagen de 16 bits, de forma lineal. En el caso del ejemplo, la imagen tiene valores entre 0 y 2197, de forma que la agrupación se realiza cada 9 valores aproximadamente. Sin embargo, al observar el histograma, se puede comprender que la asignación no es óptima, ya que la mayoría de la información se concentra en un intervalo menor.

Seleccionando el botón Intervalo del diálogo, aparecen dos selectores en el diagrama que permiten modificar los extremos de asignación:



En determinados casos, incluso cuando se ha seleccionado representar un intervalo, una función lineal puede no ser suficiente. Por ello se incorpora una función de asignación en forma de potencia. Para ello, seleccione el botón de forma Potencia.



Presionando sobre los botones  y  se modifica la constante de la potencia.  
Obsérvese en cada caso cómo se ha modificado la visualización de la imagen.

NOTA.

En cualquiera de los casos, sólo se modifica la visualización de la imagen, no su valor, por lo que no se pierde información durante este proceso.

Una imagen de 16 bits con visualización modificada se puede convertir a 8 bits utilizando la función Convertir a 8 bits/píxel.

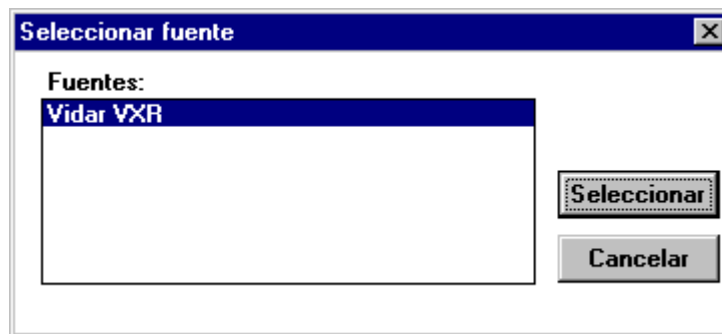
## 1.16 TWAIN. DIGITALIZACIÓN DE IMÁGENES.

ATW dispone de acceso a cualquier escáner acogido al estándar TWAIN.

Para adquirir una imagen, seleccione la opción de menú

FICHEROS » SELECCIONAR FUENTE

Aparece un diálogo de TWAIN con los escáneres instalados en su sistema. Seleccione uno de la lista.



Una vez seleccionado un escáner, no es necesario volver a utilizar esta función si no se desea cambiar de fuente.

A continuación, seleccione la opción de menú

FICHEROS » ADQUIRIR

En este momento, se despliega el software de adquisición propio del escáner que permite seleccionar todos los parámetros de adquisición. Recuerde que ATW sólo admitirá imágenes digitalizadas en tonos de gris. Una vez finalizada la adquisición, la imagen aparecerá en una ventana nueva de ATW.

Si la imagen a adquirir es muy grande, es posible que no quepa en memoria y pierda su trabajo.

Para estos casos, es preferible seleccionar la opción

FICHEROS » ADQUIRIR A FICHERO

En este caso, la imagen recién adquirida no se representa en ATW y debe leerse con la opción de lectura de ficheros.

NOTA:

TWAIN es un estándar definido para imágenes de hasta 8 bits por canal (blanco y negro, tonos de gris o *true color* de 24 bits). En el caso de utilizar un escáner de alta resolución de más de 8 bits por canal (p.e. un VIDAR VXR de 12 bits), la adquisición debe hacerse obligatoriamente a fichero. ATW es capaz de leer ficheros generados por los escáneres VIDAR VXR.

## 1.17 FUNCIONES SCRIPT ATW.

### 1.17.1 Introducción.

Los Scripts de ATW son una serie de funciones de ATW (equivalentes a funciones de menú) que ATW ejecuta de forma secuencial sin necesidad de tener que utilizar el sistema de menús.

Obsérvese que los Scripts no constituyen un lenguaje de programación por si solos y que simplemente facilitan acceso directo a opciones de menú (de forma similar a una macro).

Esto supone que cualquier error que se cometa en una operación (por ejemplo, intentar una operación cualquiera sin haber abierto una imagen) provocara la aparición de un mensaje de error en la pantalla que requiere una contestación mediante teclado y/o ratón, por lo que los Scripts no deben ejecutarse en modo *batch* sin haber sido probados previamente.

Las funciones se introducen mediante cualquier editor de textos (EDIT de MS-DOS o el Bloc de Notas de Windows) El formato de entrada de las instrucciones es libre. Pueden ponerse en mayúsculas y/o minúsculas. También es posible incluir espacios en blanco.

Para ejecutar un script, debe utilizarse la opción de menú

OPERACIONES » SCRIPT.

Aparecerá un selector de fichero, del que UD. debe elegir el fichero de texto que contenga las instrucciones que desee que ATW ejecute en secuencia. ATW buscará preferentemente ficheros con extensión MAC.

ATW se puede ejecutar con un Script como parámetro.

### 1.17.2 Sintaxis de un Script.

Al escribir un Script, sólo debe introducirse una operación por línea. Las instrucciones se pueden escribir tanto en mayúsculas como en minúsculas.

Las instrucciones deben finalizar obligatoriamente en paréntesis, aunque no se requiera ningún parámetro,

ejemplo:

```
Fread(xxx,xxxxx)
```

```
Normalize( )
```

Es posible introducir espacios en blanco al principio de línea para dar mayor claridad al programa.

Las cadenas de texto (opciones en modo texto o nombres de ficheros) pueden ir con o sin comillas. Los espacios en blanco entre caracteres se ignoran si la cadena no se encuentra escrita entre comillas.

Las funciones Script actúan sobre la última imagen activa. Para procesar varias imágenes, el usuario deberá cargarlas en memoria (con la función FREAD), procesarlas y destruirlas (mediante FWRITE y CLOSEIMAGE)

El procesador de scripts de ATW siempre comprueba en primer lugar que la sintaxis sea correcta. Si hay algún tipo de error, ATW genera un mensaje indicando la línea errónea y que tipo de error se comete, evitando la ejecución del Script. (Se detectan errores tales como ficheros inexistentes, o parámetros erróneos)

De esta forma, si el programa supone un tiempo considerable de calculo, podemos evitar sorpresas desagradables.

En el caso de que ATW encuentre una línea con una instrucción desconocida, genera un mensaje advirtiendo que dicha línea se ignorará, pero que la ejecución del programa es posible. En este momento se puede interrumpir la compilación del programa presionando el botón <NO> si se considera que dicha línea es esencial para el funcionamiento del programa.

Si Ud. sólo desea comprobar la sintaxis de un Script, añada la instrucción

COMPILE( )

al FINAL del programa. De esta forma, el procesador de Script sólo ejecutará la parte de compilación y no la de ejecución.

Para comprobar los pasos intermedios de un script, se puede interrumpir su ejecución mediante la instrucción

PAUSE( )

### 1.17.3 Lista alfabética de funciones Script.

CHDIR(Nuevo\_directorio)

CLOSEAPP( )

CLOSEIMAGE( )

COMPILE( )

DEFINEKER(Tipo\_Kernel,Tamaño\_Kernel)

DEFINEROI(left,top,Columns,Rows)

DISPOSEROI( )

EXECUTE(Nombre\_prog ,Modo\_ventana)

FREAD(Tipo\_de\_Fichero,Nombre\_de\_Fichero)

FWRITE(Tipo\_de\_Fichero,Nombre\_de\_Fichero)

LINEAR(Operacion\_Lineal)

MORPHO(Operacion\_Morpho)

NLINEAR(Operacion\_NLinear)

NORMALIZE( )

PAUSE(Texto\_libre)

READDRAW(Nombre\_fichero,Cabecera,TamX,TamY,Bit\_por\_pixel,Swap,signo)

READROI(Nombre\_de\_Fichero)

RESAMPLE(Nuevo\_TamX,Nuevo\_TamY,Modo\_Interpolacion)

SPAWN(Nombre\_prog,Modo\_ventana)

SAVEROI(Nombre\_de\_fichero)

TRIMROI()

#### 1.17.3.1 CHDIR(Nuevo\_directorio)

La función CHDIR(Nuevo\_directorio) permite cambiar el directorio de donde se leerán las imágenes. El parámetro Nuevo\_directorio especifica la ruta completa. No deben utilizarse caracteres no permitidos para un directorio de DOS.

---

### 1.17.3.2 CLOSEAPP( )

Función sin parámetros que finaliza la ejecución de ATW. Es útil para arrancar ATW con un Script como parámetro y finalizar la aplicación al terminar el Script.

### 1.17.3.3 CLOSEIMAGE( )

Cierra la imagen activa. Si ha sufrido modificaciones y no se ha grabado a disco, el Script se detiene para preguntar si se desean perder los cambios.

### 1.17.3.4 COMPILE( )

La función COMPILE( ), colocada al final del Script, sirve para comprobar la sintaxis del programa sin ejecutarlo.

### 1.17.3.5 DEFINEROI(left, top, Columns, Rows)

Permite definir una ROI rectangular especificando la posición de su esquina superior izquierda y su tamaño en filas y columnas

### 1.17.3.6 DEFINEKER(Tipo\_Kernel, Tamaño\_Kernel)

El elemento estructurante (kernel) que se utiliza para efectuar operaciones se puede definir mediante esta instrucción.

El parámetro Tipo\_Ker el Tipo de Kernel soportado por ATW (en número o texto)

1	SQ	(Cuadrado)
2	CIRC	(circular)
3	VERT	(Vertical)
4	HOR	(Horizontal)
5	NE	(Diagonal NE)
6	NW	(Diagonal NO)

EJEMPLO: DefineKer(HOR, 7) define un kernel horizontal de 7 pixeles de lado, y es equivalente a la expresión DefineKer(4,7)

### 1.17.3.7 DISPOSEROI( )

Elimina la ROI de una imagen, de forma que se pueda procesar completa.

EXECUTE(Nombre\_prog (Direct+nombre+Param),Modo\_ventana)

Ejecuta un programa externo y espera hasta que finalice la ejecución.

Parámetros:

Nombre\_prog debe incluir la ruta completa del ejecutable.

Modo\_ventana es una de las siguientes:

SW\_SHOW (Activa la ventana y muestra con su posición y tamaño original)

SW\_SHOWMAXIMIZED (Activa la ventana y la maximiza)

SW\_SHOWMINIMIZED (Activa la ventana y la minimiza)



EJEMPLO:

```
EXECUTE(c:\windows\notepad.exe,SW_SHOW)
```

Ejecutaría el bloc de notas de Windows con la posición y tamaño originales de Notepad. El script se detendrá hasta que se cierre Notepad.

### 1.17.3.8 FREAD(Tipo\_de\_Fichero,Nombre\_de\_Fichero)

Permite la lectura de ficheros de imágenes de tipos admitidos por ATW, creando una ventana nueva.

Los Tipo\_de\_fichero permitidos son (tanto en número como en texto)

TIFF	0	==>	TIFF
BMP	1	==>	BMP
COMPLEJOS	2	==>	CPLEX
RAW 8 BITS	3	==>	BYTES
RAW 16 BITS	4	==>	16B
Secuencias ATW	97	==>	ABI

EJEMPLO:

```
FREAD(TIFF,Imagen.tif), equivalente a FREAD(0,Imagen.tif)
```

NOTA:

Durante la verificación de sintaxis, ATW comprueba si el fichero existe en el directorio indicado, pero no si corresponde al tipo de fichero especificado.

### 1.17.3.9 FWRITE(Tipo\_de\_Fichero,Nombre\_de\_Fichero)

Permita la escritura de ficheros de imágenes de tipos permitidos por ATW, creando una ventana nueva.

Los Tipo\_de\_fichero permitidos son (tanto en número como en texto)

TIFF	0	==>	TIFF
BMP	1	==>	BMP
COMPLEJOS	2	==>	CPLEX
RAW 8 BITS	3	==>	BYTES
RAW 16 BITS	4	==>	16B
SURFER	5	==>	SURF

EJEMPLO:

```
FRWRITE(TIFF,Imagen.tif), equivalente a FWRITE(0,Imagen.tif)
```

### 1.17.3.10 LINEAR(Operacion\_Lineal)

Aplica un filtro lineal sobre la imagen completa o ROI.

El parámetro Operación\_lineal puede ser:

Tipo	Nombre	Valor
AVERAGE	AVERAGE	0
EXTRACCIÓN DE BORDES	EEXTRACT	1
REALCE DE BORDES	EENHANCE	2
SUAVIZADO	SMOOTH	3
SOBEL	SOBEL	4

### 1.17.3.11 MORPHO(Operacion\_Morpho)

Efectúa una operación morfológica sobre la imagen completa o ROI, utilizando el elemento estructurante definido con defineker( ).

Las operaciones permitidas son (en cifra o texto)

0	DILATION
1	EROSION
2	OPENING
3	OPENING
4	GRADIENT (gradiente morfológico)

EJEMPLO:

Morpho(Gradient) efectúa un gradiente morfológico sobre la imagen activa. Es equivalente a Morpho(4)

### 1.17.3.12 NLINEAR(Operacion\_NLinear)

Efectúa una operación NO LINEAL sobre la imagen completa o ROI, utilizando el elemento estructurante definido con defineker( ).

El parámetro Operación\_NLinear puede ser cualquiera de las siguientes: (en cifra o texto)

Operación	Parámetro	Código
Mediana:	MEDIAN	0
Moda:	MODE	1
Desviación Estándar:	STDEV	2
Ecuilización local:	LOCALEQU	3
Máximo-Media:	MAXMED	4
Mínimo-Media:	MINMED	5

EJEMPLO.

Para realizar una ecualización local de histograma, utilizar:

DefineKer(SQ,51)

Nlinear(LOCALEQU) (equivalente a Nlinear(3))

### 1.17.3.13 NORMALIZE( )

Normaliza (expande linealmente) una imagen entre 0 y 255. No lleva parámetros, y SÓLO debe usarse en imágenes de 8 bits.

### 1.17.3.14 PAUSE(Texto\_libre)

Introduce una pausa en la ejecución del Script.

Se ejecuta un diálogo con el mensaje especificado en la opción Texto\_libre.

NOTAS:

Texto\_libre puede quedar vacío. En este caso, debe escribir PAUSE( )

Los espacios en blanco se ignoran. Si desea incluir espacios en blanco, el mensaje debe ir entre comillas

EJEMPLO:

PAUSE("Este es un ejemplo de espacios en blanco")

El diálogo muestra dos botones <SI> y <NO>. Tiene aquí la oportunidad de detener el script pulsando sobre el botón NO. Si pulsa el botón SI, el programa continuará hasta el próximo PAUSE o su completa finalización.

### 1.17.3.15 READRAW(Nombre\_fichero,Cabecera,TamX,TamY,Bit\_pixel,Swap,signo)

Permite leer un fichero de tipo RAW especificando:

Nombre\_fichero : el nombre de fichero

Cabecera : Tamaño de la cabecera en bytes

TamX : Número de columnas de la imagen

TamY : Número de filas de la imagen

Bit\_pixel : el número de bits por píxel. Los valores admitidos son

Swap : Indica si el byte es del tipo little endian (intel) o big endian (motorola). Los valores admitidos son:

Sin Swap 0

Con Swap 1

Signo : Indica si el píxel está codificado como entero con o sin signo

Sin Signo 0

Con Signo 1

### 1.17.3.16 READROI(Nombre\_de\_Fichero)

Lee una ROI guardada en el fichero Nombre\_de\_fichero en la imagen. El usuario debe asegurarse de que la ROI cabe dentro de la imagen. Ver DisposeRoi( ).

### 1.17.3.17 RESAMPLE(Nuevo\_TamX,Nuevo\_TamY,Modo\_Interpolacion)

Crea una nueva imagen generada por remuestreo de la imagen activa.

Debe especificarse el nuevo tamaño de la imagen resultante, que debe ser distinto de cero. Los nuevos píxeles de la imagen resultante se generan por interpolación de los originales, utilizando cualquiera de los siguientes métodos de interpolación sólo valor numérico):

1	Al vecino más próximo
2	Bilineal
3	Al máximo
4	Al mínimo
5	A la mediana

EJEMPLO:

RESAMPLE(512,512,2)

remuestrea la imagen activa (sea cual sea su tamaño y tipo) a 512x512 píxeles, utilizando interpolación bilineal.

NOTA

La imagen creada por RESAMPLE pasa a ser la imagen activa. Si la imagen de origen había sido procesada y no guardada, es posible que sus datos se pierdan.

### 1.17.3.18 SAVEROI(Nombre\_de\_fichero)

Permite grabar una ROI creada con la función DEFINEROI

### 1.17.3.19 SPAWN(Nombre\_prog(Direct+nombre+Param),Modo\_ventana)

Ejecuta un programa externo y continúa la ejecución del Script.

Parámetros:

*Nombre\_prog* debe incluir la ruta completa del ejecutable.

*Modo\_ventana* es una de las siguientes:

SW\_SHOW (Activa la ventana y muestra con su posición y tamaño original)

SW\_SHOWMAXIMIZED (Activa la ventana y la maximiza)

SW\_SHOWMINIMIZED (Activa la ventana y la minimiza)

EJEMPLO:

SPAWN(c:\windows\notepad.exe,SW\_SHOW)

Ejecutaría el bloc de notas de Windows con la posición y tamaño originales de Notepad.

### 1.17.3.20 TRIMROI( )

Extrae una ROI rectangular, creando una nueva imagen,

### 1.17.4 Ejemplo de script.

```
# (c) ATW 1993-2000.
# Este Script realiza una operacion modificando
# la orientacion de kernel
#
# en primer lugar, lee una imagen y la normaliza
Fread(TIFF, c:\imagen.tif)
Normalize()

# define un kernel, realiza un gradiente morfológico
# y escribe el resultado
DefineKer(SQ,3)
Morpho(Gradient)
Fwrite(Tiff, c:\imagen1.tif)

# Hacemos un pause para ver el resultado
Pause("Gradiente con kernel cuadrado")

# Volvemos a leer el fichero original y modificamos el tipo de
kernel
Fread(TIFF, c:\imagen.tif)
Normalize()

DefineKer(NW,3)
Morpho(Gradient)
Fwrite(Tiff, c:\imagen2.tif)

# Hacemos un pause para ver el resultado
Pause("Gradiente con kernel Diagonal NO")

# La siguiente linea comprueba la sintaxis
#compile()
```



# ATW VDENS.

## MANUAL DE INSTRUCCIONES.

### 2.1 ÍNDICE.

2.1	ÍNDICE.....	77
2.2	CARACTERÍSTICAS.....	79
2.3	DIGITALIZAR PELÍCULAS.....	80
2.3.1	Profundidad de digitalización.....	80
2.3.2	Resolución espacial de la digitalización.....	80
2.4	MEDIDA DE UNA PELÍCULA.....	81
2.4.1	Adquirir una película.....	82
2.4.1.1	Capturas utilizando un escáner VIDAR VXR-12.....	82
2.4.1.2	Importando ficheros.....	84
2.4.1.3	Notas sobre la orientación de las imágenes.....	86
2.4.1.4	Notas sobre el tamaño de la digitalización.....	89
2.4.2	Calibrado espacial.....	90
2.4.3	Datos Administrativos.....	92
2.4.4	Calibrado de la película.....	92
2.4.5	Establecer la posición del eje de radiación.....	97
2.4.6	Normalizar curvas.....	97
2.4.7	Medir curvas.....	98
2.4.8	Analizar curvas.....	99
2.4.9	Guardar una imagen.....	101
2.4.10	Exportar resultados.....	101





## 2.2 CARACTERÍSTICAS.

ATW Videodensitómetro es un componente de ATW Image destinado a facilitar la digitalización y análisis de películas radiográficas para su uso en Radiofísica.

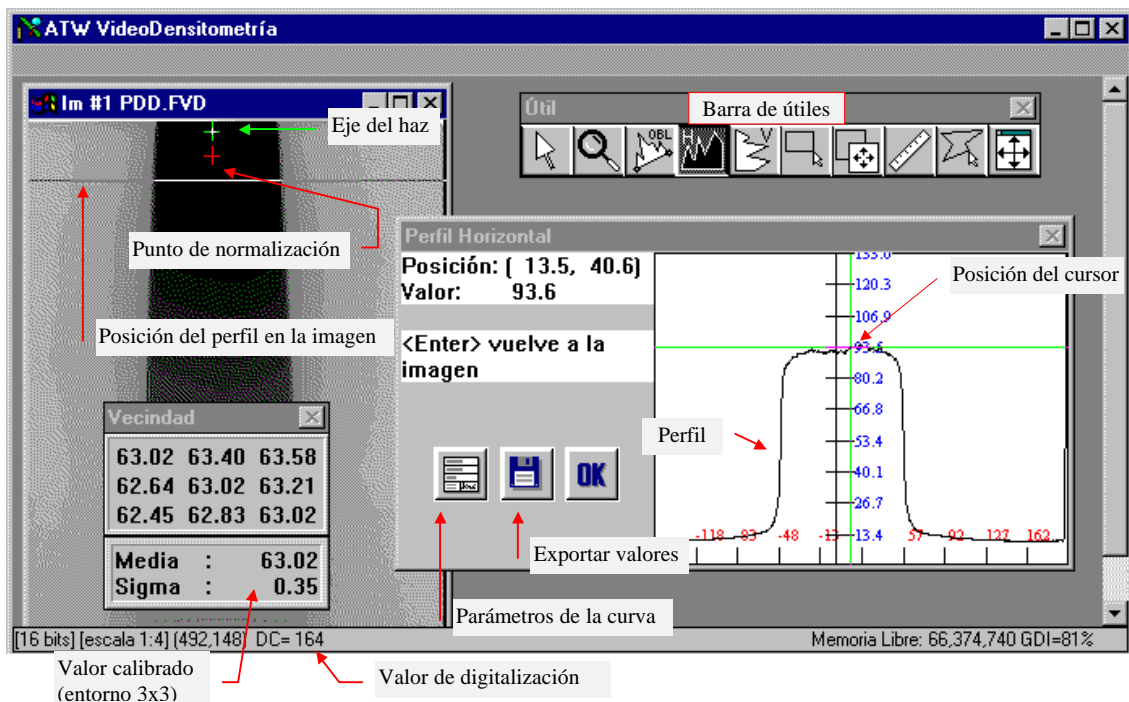
A diferencia de otros programas, la filosofía de ATW Vdens es el análisis rápido de haces, de forma que se puedan realizar controles diarios de las máquinas de tratamiento de forma rutinaria.

Con ATW Vdens no es necesario definir la posición de los perfiles de medida. Al mover el ratón por encima de la imagen, se muestran los perfiles en tiempo real, permitiendo la detección instantánea de errores en el haz. Asimismo, se pueden parametrizar los perfiles de medida que se obtienen y exportar su información a cualquier hoja de cálculo a través de ficheros ASCII..

Para utilizar ATW Videodensitómetro se requiere:

- Un ordenador PC compatible con procesador 486 o superior,
- Un mínimo de 8 Mb de memoria (varía en función del tamaño de la digitalización),
- 2 Mb de disco duro para su instalación. Las imágenes de videodensitometría suelen ser enormes, por lo que se recomienda su uso en un disco duro de varios Gb,
- Un digitalizador de 12 bits/píxel,
- Microsoft Windows 95 o superior.

ATW Vdens utiliza un entorno similar al de ATW Image. Las distintas partes de la aplicación se muestran en la siguiente figura. Puede acceder rápidamente a distintas funciones utilizando la Barra de Herramientas.



## 2.3 DIGITALIZAR PELÍCULAS.

La correcta digitalización de una película radiográfica es esencial para realizar una buena videodensitometría.

ATW Vdens soporta dos digitalizadores:

- Cámara de alta resolución SENSYS ( de 12 bits/píxel)
- Escáner VIDAR VXR-12.

Si se dispone de un digitalizador distinto, ATW puede leer ficheros de formato desconocido (ver lectura de ficheros) y adaptarlos.

### 2.3.1 Profundidad de digitalización.

Las películas deben digitalizarse a una profundidad de al menos 12 bits/píxel. ATW Vdens no admitirá digitalizaciones a 8 bits.

La razón de esta exigencia reside en el gran rango dinámico que tienen las películas radiográficas. No es extraño encontrarse con películas con valores de densidad óptica entre 0.2 y 3.2.

Un digitalizador de 8 bits/píxel (valores entre 0 y 255) NO puede abarcar tanto rango dinámico, por lo que partes de la imagen quedarán saturadas por exceso o defecto.

Una saturación en la imagen de videodensitometría es especialmente dañina cuando se intentan medir penumbras. En efecto, ésta es la zona de la imagen de mayor gradiente de densidad óptica. Este gradiente puede discernirse con una digitalización de 12 bits o superior, pero queda excesivamente suavizado con 8 bits (los niveles de densidad óptica quedan integrados en intervalos excesivamente amplios), pudiendo provocar errores de interpretación.

### 2.3.2 Resolución espacial de la digitalización.

La resolución espacial de digitalización juega también un papel importante en la bondad de la medida.

Una resolución pequeña puede resultar en un tamaño de pixel excesivamente grande, de forma que no puedan apreciarse detalles pequeños de la imagen. Una vez más, la zona más afectada es la penumbra, ya que es posible que toda la información útil de la película se concentre en unos pocos mm. Sin embargo, una digitalización a poca resolución es rápida y el tamaño de la imagen resultante es pequeña y manejable.

Una resolución espacial grande permite obtener un tamaño de pixel pequeño y una mejor calidad de la medida. Sin embargo, la adquisición de la imagen es lenta y el fichero resultante es enorme.

Con un pequeño cálculo podemos ver el resultado:

Digitalicemos una película de 30x30 cm a 300 dpi (*dot per inch* o puntos por pulgada).

Cada fila de la imagen tendrá  $30/2.5041=12$  pulgadas y a 300 dpi, 3600 puntos. El número de filas será también 3600 y por tanto, el tamaño de la imagen resultado será de

$$3600 \times 3600 \times 2 = 25920000 \text{ bytes} = \text{¡¡ } 24.7 \text{ Mb !!}$$

Además de esta gran cantidad de memoria requerida, un perfil de medida constará de 3600 puntos que, a todas luces, supera con exceso las necesidades de medida de un haz. El tamaño de pixel resultante será de 0.08 mm de lado.

Por tanto, deberá elegirse una resolución que suponga un compromiso entre el tamaño de pixel, la cantidad de información requerida y la memoria disponible en el ordenador.

La experiencia es en este caso la mejor maestra de cómo digitalizar, si bien recomendamos utilizar resoluciones de 100 dpi aproximadamente.

## **2.4 MEDIDA DE UNA PELÍCULA.**

Para medir una película, hay que seguir los siguientes pasos:

- 1.- Adquirir la película.
- 2.- Introducir los datos administrativos.
- 3.- Calibrar la película en Dosis o Densidad Óptica.
- 4.- Situar el eje del haz sobre la imagen.
- 5.- Situar el punto de normalización sobre la imagen.
- 6.- Guardar el trabajo.
- 7.- Seleccionar medir perfil.
- 8.- Realizar un análisis rápido.

## 2.4.1 Adquirir una película.

Las imágenes para Videodensitometría se pueden adquirir de dos formas distintas:

### 2.4.1.1 Capturas utilizando un escáner VIDAR VXR-12.

ATW Vdens está especialmente preparado para adquirir imágenes digitalizadas con un escáner de 12 bits VIDAR VXR-12.

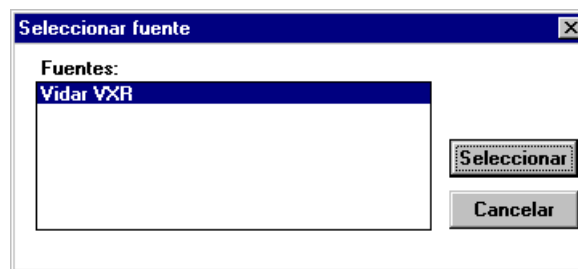
Este escáner está acogido al estándar TWAIN, aunque con ciertas peculiaridades. TWAIN es un estándar diseñado para escáneres que digitalizan a 1, 8 o 24 bits (Blanco y negro, tonos de grises o *True Color*). Sin embargo, el VIDAR VXR-12 es capaz de digitalizar a 12 bits/píxel, algo fuera de dicho estándar, pero que VIDAR ha solucionado en cierta medida.

Para digitalizar a 12 bits utilizando un escáner VIDAR VXR-12, siga los siguientes pasos:

- 1.- Instale el software que acompaña al escáner
- 2.- Una vez instalado, seleccione la opción de menú

FICHEROS » SELECCIONAR FUENTE

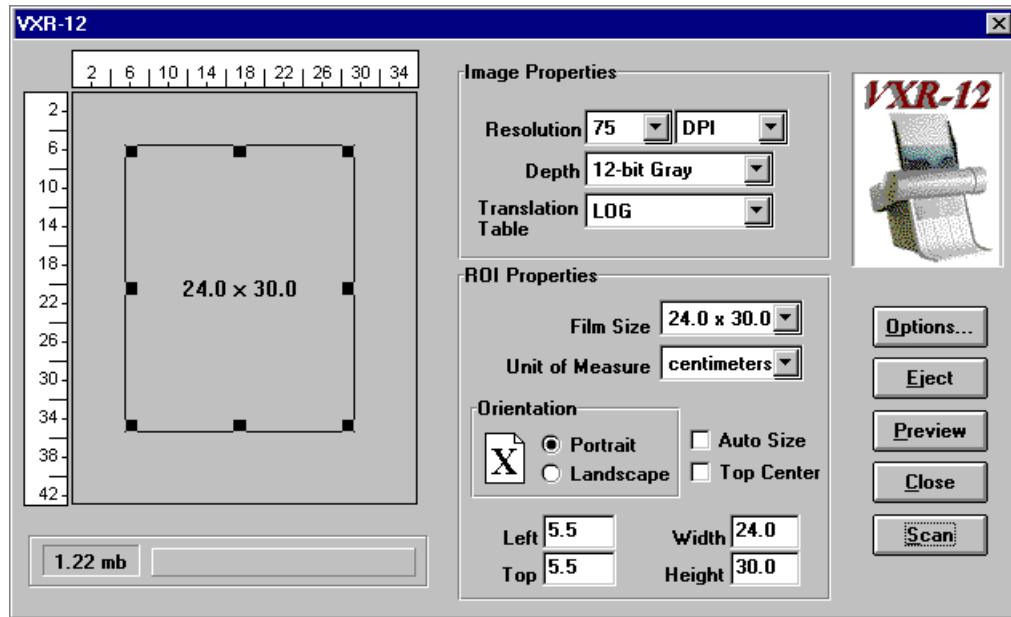
Aparecerá un diálogo con los escáneres instalados en su sistema. Seleccione VIDAR VXR.



- 3.- Una vez seleccionado el escáner, utilice la opción

FICHEROS » ADQUIRIR A FICHERO

que desplegará el programa TWAIN de manejo del escáner:

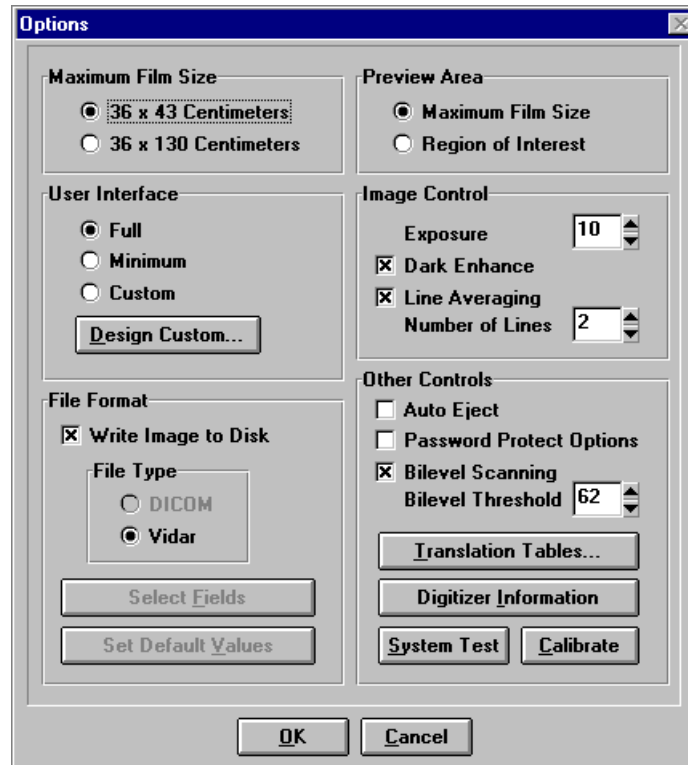


Dentro de este diálogo, seleccione los parámetros de adquisición que estime oportunos (el tamaño de fichero generado, en la esquina inferior izquierda)

Es imperativo seleccionar una profundidad de digitalización ( ) de 12 bits. Las digitalizaciones a 8 bits NO se leerán en ATW Vdens. Asimismo, debe elegir una tabla de *Translation Table*) preferiblemente lineal. Si utiliza otra asegúrese que asigne valores digitales (DC) pequeños a las zonas oscuras, y valores grandes a las transparentes.

Si selecciona la tabla de Densidad óptica incluida en el digitalizador, el resultado será lo contrario a lo esperado. Asigna valores grandes (densidad óptica alta) a zonas oscuras y valores pequeños (densidad óptica baja) a

medida. Para ello, presione el botón OPTIONS del diálogo TWAIN. Aparecerá un nuevo diálogo



Cuando finalice una adquisición con el escáner, éste mostrará un diálogo de grabación de ficheros. Grabe la imagen digitalizada con formato VIDAR (FLF) y recupérela en ATW Vdens mediante la opción

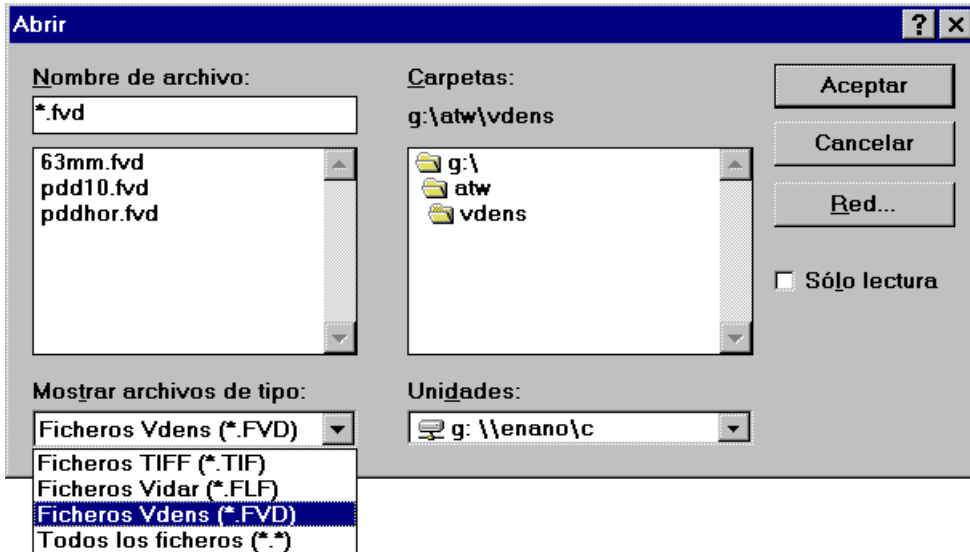
FICHEROS » LEER

### 2.4.1.2 Importando ficheros.

Si no se dispone de un equipo de digitalización SENSYS ni VIDAR, es posible importar imágenes de 16 bits utilizando la opción de menú

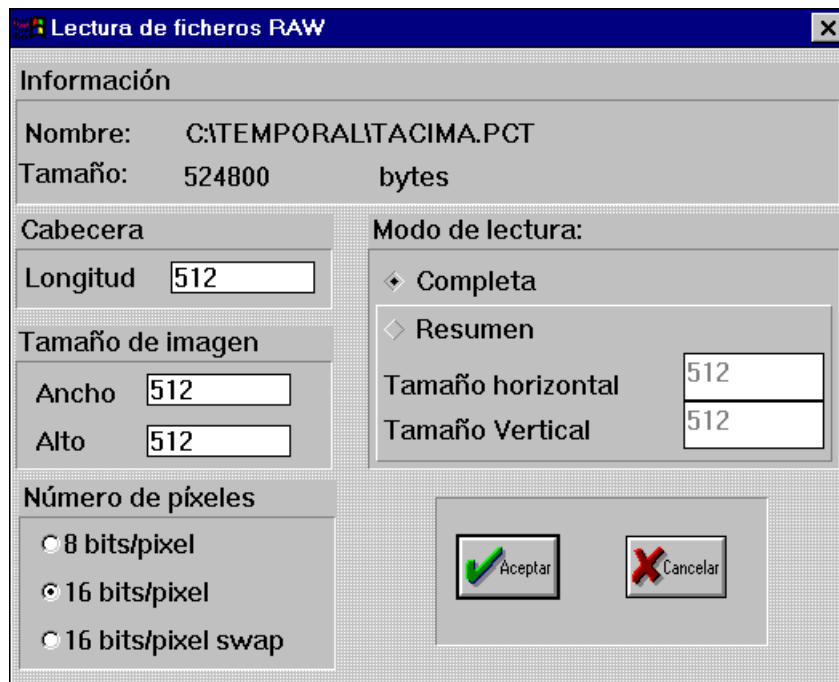
FICHEROS » LEER

que activa un diálogo común de lectura.



Elija la opción Todos los ficheros (\*.\*) en la casilla Mostrar archivos de tipo y a continuación seleccione el fichero que desee importar.

Si este fichero no es de ninguno de los tipos reconocidos (Ficheros TIFF modificados de ATW (de 16 bits), ficheros FLF de Vidar o FVD de ATW Vdens), se desplegará un diálogo de lectura genérica de ficheros:



En el diálogo, ATW Vdens intentará descifrar el tamaño de fichero junto con el tamaño de la cabecera, suponiendo que la imagen de entrada es cuadrada.

Edite los campos Ancho y Alto del recuadro Tamaño de Imagen y el campo longitud del recuadro Cabecera para ajustar el tamaño de imagen que debe leer ATW Vdens.

El recuadro Número de píxeles debe seleccionar 16 bits/píxel obligatoriamente

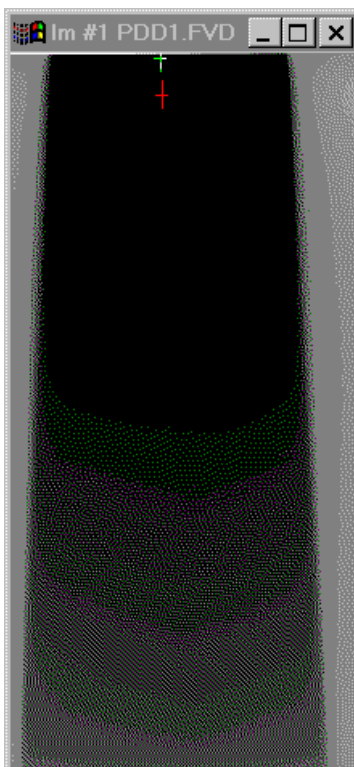
NOTAS:

Este procedimiento sólo es efectivo en imágenes NO comprimidas, dispuestas en filas consecutivas con la primera fila al inicio del bloque de datos, tras la cabecera.

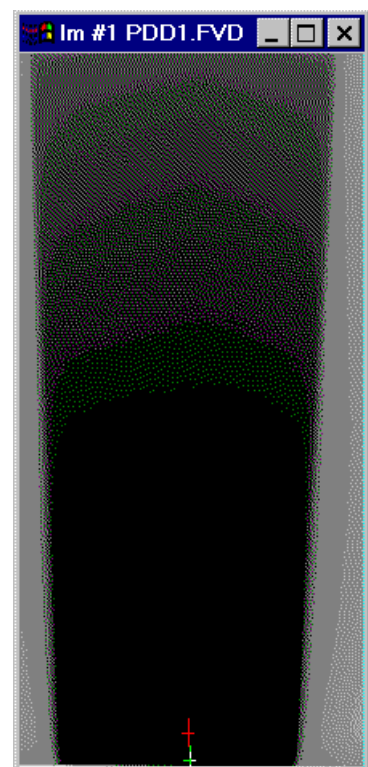
Al leer un fichero de formato desconocido, deberá realizar un calibrado espacial sobre la nueva imagen.

### 2.4.1.3 Notas sobre la orientación de las imágenes.

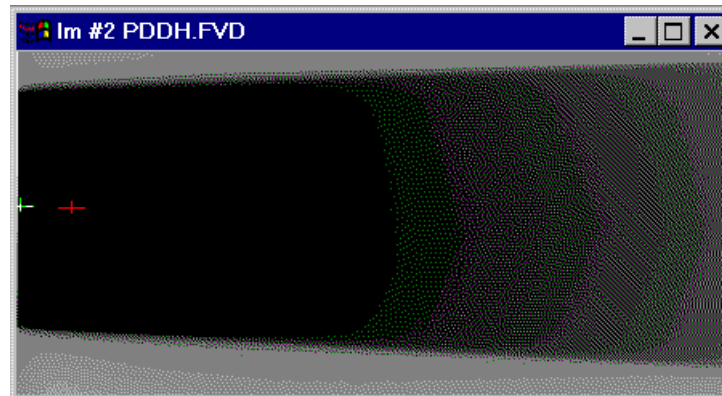
En cualquier sistema de adquisición de imágenes, es imperativo que las imágenes de rendimiento en profundidad se digitalicen con la entrada del haz por la parte superior o por la izquierda, para que ATW Vdens funcione correctamente.



Correcta

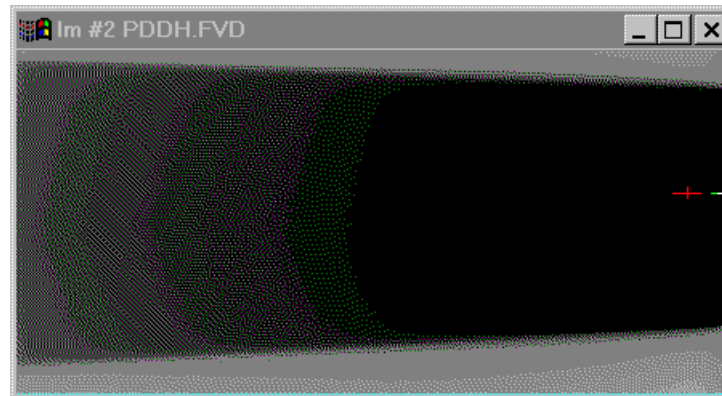


Incorrecta



Correcta





Incorrecta

Si se ha digitalizado la película de forma incorrecta, no se necesita volver a adquirirla. Se pueden utilizar las funciones de inversión horizontal y vertical de ATW Vdens para ponerlas en el sentido adecuado, a través de las funciones de menú

OPERACIONES » OPERACIONES GEOMÉTRICAS » INVERTIR HORIZONTAL

o

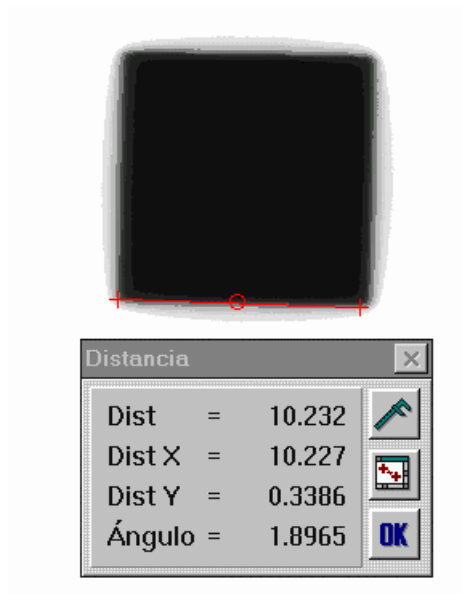
OPERACIONES » OPERACIONES GEOMÉTRICAS » INVERTIR VERTICAL

En cualquier caso, es recomendable obtener imágenes en posición horizontal, siguiendo las dimensiones del monitor del ordenador, ya que podrá representar la imagen en una escala más próxima a 1:1. Si ha digitalizado la película en vertical, recomendamos que utilice la función

OPERACIONES » OPERACIONES GEOMÉTRICAS » TRASPONER IMAGEN

que cambiará la dimensión X e Y de la imagen, manteniendo su escala espacial.

En el caso de imágenes transversales, es fácil que se encuentren giradas de forma que no puedan realizarse perfiles horizontales o verticales adecuadamente. Es conveniente asegurarse de que la imagen del haz no está girada. Seleccione la opción DISTANCIA del menú ESTADÍSTICA o desde la barra de herramientas y mida el ángulo del borde del haz:



Esta herramienta mide el ángulo que forma la regla de medida horizontal. De forma que, en este caso, la imagen está girada 1.9 grados.

regir este giro, utilice la opción de menú de ATW Vdens

#### OPERACIONES » OPERACIONES GEOMÉTRICAS » GIRAR



En el menú que se despliega debe introducir el centro de giro (por defecto el centro de tido de giro y el tipo de interpolación. Se recomienda utilizar interpolación bilineal.

#### 2.4.1.4 Notas sobre el tamaño de la digitalización.


Es conveniente digitalizar aquella parte de la película de la que se desee extraer información para así crear imágenes de tamaños razonables. El recorte de la zona de digitalización puede realizarse en el momento de la digitalización en el caso del módulo TWAIN de Vidar o a posteriori en ATW Vdens.

Con ATW Vdens, también es posible seleccionar una zona de la imagen. Para ello debe crear una ROI rectangular, seleccionando la opción de menú

EDICIÓN » ROI » DEFINIR ROI

o bien marcar el símbolo  en la Barra de herramientas.

Una vez hecho esto, se sitúa el cursor en la esquina superior izquierda del rectángulo que se desea definir. Apretar el botón izquierdo del ratón y, sin soltarlo, mover el botón para hacer crecer el rectángulo. Para finalizar, suelte el botón izquierdo del ratón.

La ROI puede reposicionarse dentro de la imagen. Para ello, cuando el símbolo  de la barra de herramientas esté marcado, presione el botón izquierdo del ratón en cualquier punto dentro de la ROI y, sin soltarlo, desplace el ratón. La ROI acompañará el movimiento del puntero.

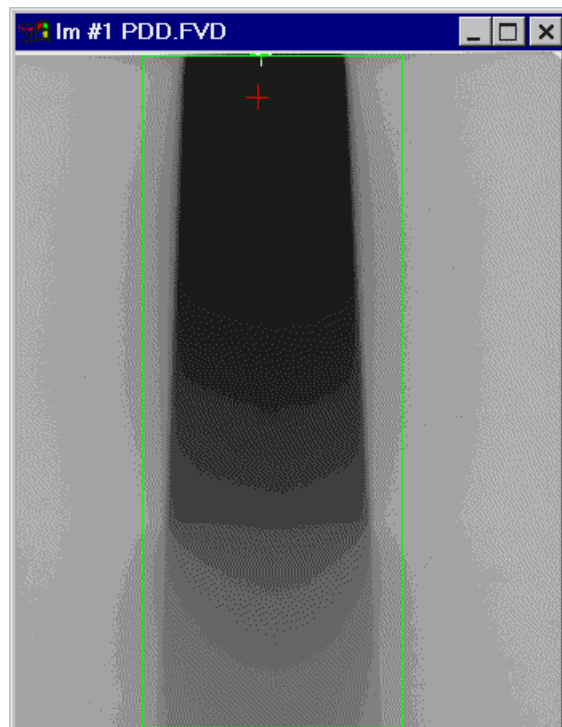
Cuando esté satisfecho del tamaño y forma de la ROI, recórtela utilizando la función de menú

EDICIÓN » ROI » RECORTAR ROI

que creará una nueva imagen (más pequeña) con el contenido de la ROI.

Para más información acerca de las ROI, acuda a la ayuda de ATW Image.

Ejemplo:

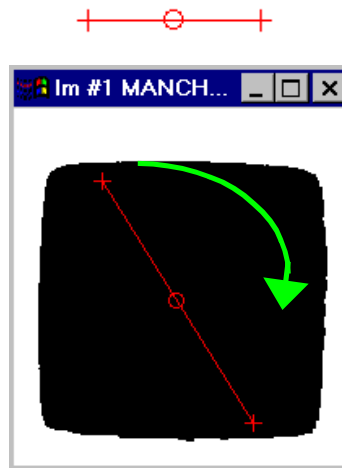


La ROI (en verde) definida en esta imagen de rendimiento en profundidad genera un fichero que ocupa menos de la mitad del fichero original, sin perder información.

## 2.4.2 Calibrado espacial.

Al leer una imagen de origen desconocido, la posible información sobre escala espacial de la imagen se pierde. Es imperativo entonces que realice un calibrado espacial de la imagen.

Seleccione la opción DISTANCIA del menú ESTADÍSTICA o desde la barra de herramientas y aparecerá una regla de medida sobre la imagen compuesta de tres marcadores: dos en forma de cruz los extremos y uno en el centro en forma de círculo:



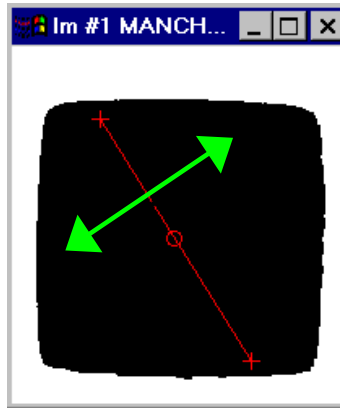
y junto a la imagen, un diálogo mostrando la distancia medida en esa línea, así como el ángulo que forma el con la horizontal.


Inicialmente, se mide la distancia en píxeles en el eje X (horizontal), en el eje Y (vertical) y la distancia euclídea entre los puntos marcados con la cruz.

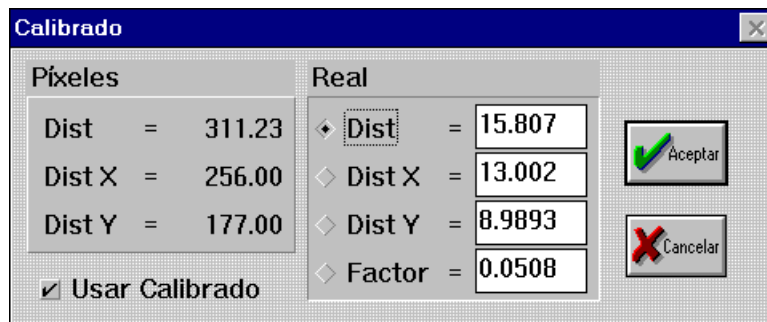


La barra de medida es extensible, de forma que, situándonos en uno de los puntos, podemos arrastrarlo, mientras el punto opuesto queda anclado. De esta forma, podemos modificar la orientación y longitud de la barra de medida, mientras el diálogo de distancia actualiza los distintos valores..

Asimismo, situándonos en el punto central, podemos arrastrar la barra completa a una posición paralela a la original.



Dentro del diálogo, es posible calibrar la distancia medida en píxeles a una distancia conocida. Para ello, presione sobre el botón , y aparecerá el siguiente diálogo de calibrado:




Cada una de las distancias medidas se puede calibrar por separado. En este caso, la distancia medida en píxeles corresponde a una distancia real de 8.4527 cm.

Las distancias X e Y se pueden calibrar independientemente. Para ello, hay que llamar al calibrado tantas veces como sea preciso, ya que al presionar ACEPTAR sólo se actualiza el campo que tenga la casilla de verificación activada.

Si se está procesando una imagen de la que se conoce su magnificación (y esta es igual en ambas dimensiones), es preferible marcar la casilla de FACTOR e introducir el valor de la magnificación.

La regla de medida, también actúa sobre imágenes ampliadas, por lo que es posible que los extremos de la barra de medida queden fuera de la porción de imagen visible en la ventana.

Para solucionar este inconveniente, presione el botón  y la barra de medida quedará centrada en la diagonal de la ventana.

Para cada imagen existe un factor de calibrado diferente. Este factor de calibrado se grabará en los formatos TIFF y FVD, de forma que no sea necesario recalibrar cada vez que se lea la imagen.

### 2.4.3 Datos Administrativos.

Una vez adquirida una imagen, es imprescindible asignarle una serie de datos para poder realizar medidas.

Utilice la opción de menú

EDICIÓN » DATOS ADMINISTRATIVOS

para conseguir el siguiente diálogo:

The screenshot shows a dialog box titled "Datos del Haz" with the following fields and options:

- INSTALACIÓN:** HOSPITAL
- Máquina de Tratamiento:** Acelerador
- Tipo de Radiación:**  Fotones,  Electrones,  Rayos X
- Tipo de Curva:**  Rendimiento en profundidad,  Perfil Transversal
- Energía (MeV):** 6
- Profundidad (mm):** 0.00
- Nombre:** PDD10x10
- Comentario:** Tras avería. Fecha:
- Buttons:** Aceptar (with a green checkmark icon), Cancelar (with a red X icon)

La mayoría de los campos de este diálogo son opcionales. Es imperativo indicar el Tipo de Radiación, el Tipo de Curva que se va a analizar, la Energía de la radiación (en MeV) y la profundidad de medida en mm. (ponga valor 0 para rendimientos en profundidad).

Todos estos datos se guardarán en fichero si selecciona el formato FVD, propio de ATW Vdens.

### 2.4.4 Calibrado de la película.

Una vez conocida la radiación y el tipo de perfil que se va a medir (Datos administrativos), es necesario realizar un calibrado de los valores digitales.

ATW Vdens permite calibrar las cuentas digitales tanto en Dosis como en Densidad óptica.

Utilice la opción de menú

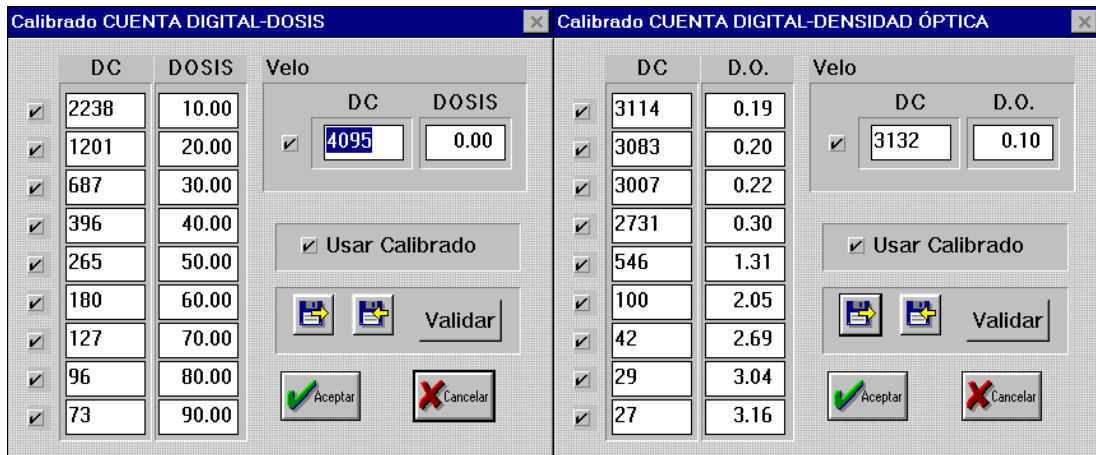
EDICIÓN » CALIBRADO EN DOSIS

o

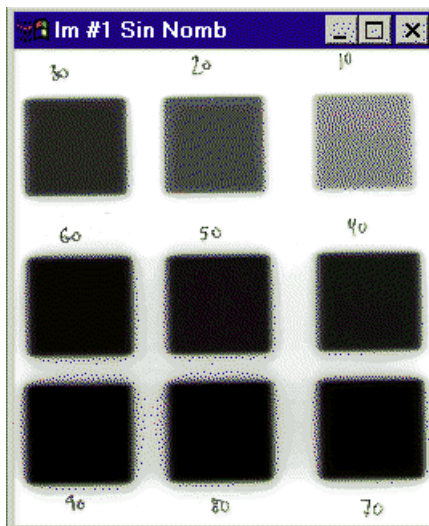
EDICIÓN » CALIBRADO EN DENSIDAD ÓPTICA

Para cada caso se despliega el correspondiente diálogo de calibrado.

En cada casilla introduzca el valor de la cuenta digital medida en la película y la dosis o Densidad óptica conocida para ese punto.



Para realizar un calibrado, primero debe adquirir una película de calibrado irradiada con valores crecientes de dosis conocidos o de densidad óptica (p.e. una cuña sensitométrica)



DOSIS



DENSIDAD ÓPTICA

Calibrado

Debe utilizar imágenes de este estilo para rellenar el contenido del diálogo de calibrado.

Dispone de varias herramientas para analizar estas películas de calibrado:

**- Valor de vecindad.**

Seleccione la opción de menú EDICIÓN VECINDAD para desplegar la herramienta Vecindad. Se trata de una útil herramienta de análisis. Se despliega una pequeña ventana en la que se muestra el valor del pixel bajo el cursor junto con los valores de un entorno de 3x3 pixeles, junto con una estadística de este conjunto de puntos (media y desviación estándar).



Vecindad		
1197	1197	1197
1207	1187	1189
1206	1198	1194
<b>Media : 1196.89</b>		
<b>Sigma : 6.66</b>		

Con la herramienta Vecindad desplegada, sitúe el cursor sobre la una zona de la película de valor de dosis o D.O. conocida y traslade el valor de la media a la casilla correspondiente del diálogo de calibrado

**- Histograma.**

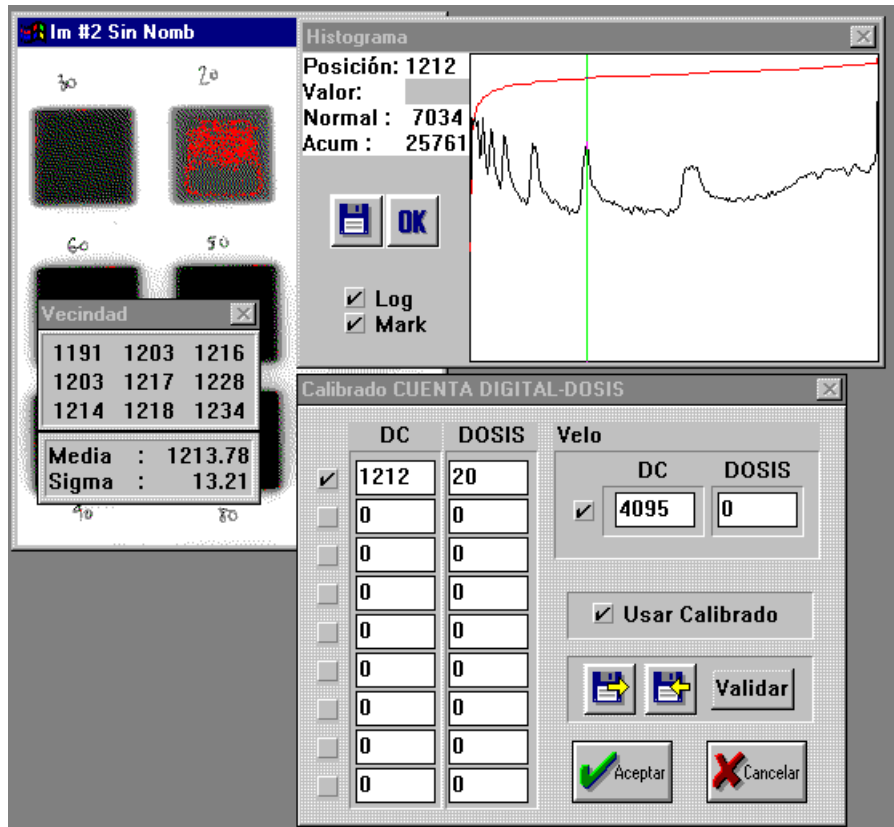
La obtención del histograma y su representación logarítmica también es de utilidad para conocer el valor digital que corresponde a un valor de dosis o densidad óptica conocido.

En la siguiente figura se han utilizado simultáneamente las herramientas Histograma y Vecindad para conocer el valor digital que corresponde a la dosis de 20 cGy.

Observe como ambas herramientas marcan el mismo valor aproximadamente. Observe también cómo el error de determinación del valor es considerable debido al ruido de digitalización.

Habilitando la opción *Mark* del histograma, se marcan en rojo todos los valores de la imagen que tienen el valor indicado en el campo Posición del histograma y que se representa por una línea verde. Utilice esta opción para conocer la distribución espacial de valores. En el ejemplo, observe como la distribución es coherente con el error obtenido en la vecindad.





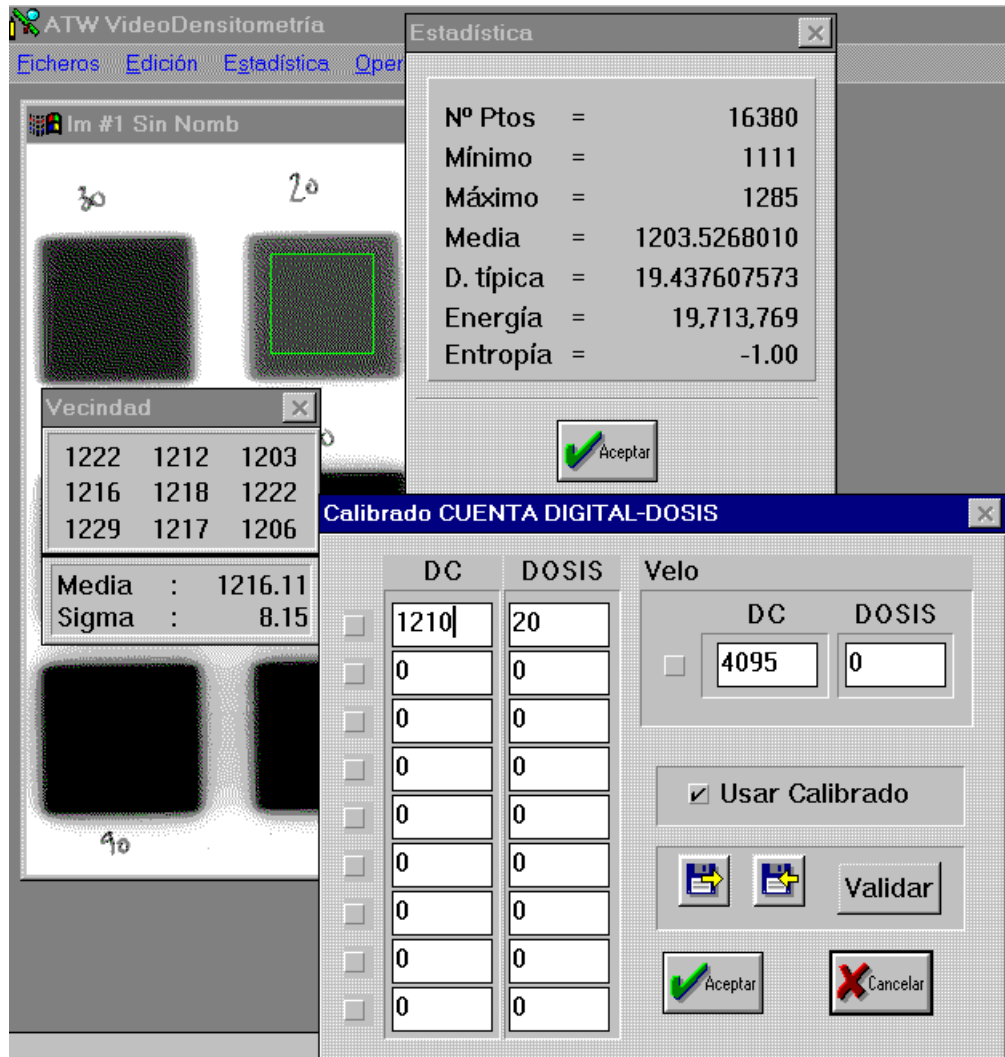
**- Estadística.**

Defina una Región de Interés (ROI) del tamaño de la zona de la que desee averiguar su valor. Obtenga una estadística de esta región mediante la opción de menú

ESTADÍSTICA » ESTADÍSTICA

o más rápidamente utilizando la combinación de teclas Alt+S y luego S.

En la siguiente figura se combinan la herramientas Estadística y vecindad. La estadística corresponde a la ROI (en verde) definida en la irradiación de 20 cGy.




Una vez obtenidos los valores de calibrado, presione el botón VALIDAR para ordenar de forma creciente los valores de Dosis o Densidad Óptica e investigar las posibles deficiencias de calibrado:


El siguiente calibrado es correcto porque ajusta de forma creciente la dosis y de forma decreciente el valor digital:

	DC	DOSIS
<input checked="" type="checkbox"/>	1210	20
<input checked="" type="checkbox"/>	685	30
<input checked="" type="checkbox"/>	400	40

Sin embargo, este calibrado es incorrecto, ya que la dosis de 40 cCy tiene mayor valor que la dosis de 30 cCy

	DC	DOSIS
<input checked="" type="checkbox"/>	1210	20
<input checked="" type="checkbox"/>	685	40
<input checked="" type="checkbox"/>	400	30

Una vez validado el calibrado, **GUÁRDELO EN DISCO** para poder usarlo en todas las imágenes que desee. Para ello, presione sobre el botón .

Si desea calibrar una imagen de un haz, lea el fichero de calibrado presionando el botón .

Para finalizar el proceso de calibrado, presione el botón ACEPTAR.

NOTA:

Los valores del último calibrado permanecen en el diálogo de calibrado. De esta forma, si lee una nueva imagen y desea mantener el calibrado, sólo necesita acceder al diálogo, validar y aceptar.

## 2.4.5 Establecer la posición del eje de radiación.

Una vez definido el tipo de perfil que se va a medir (Rendimiento en profundidad o perfil transversal), es necesario definir el EJE DEL HAZ para disponer de una referencia espacial adecuada.

Utilice la opción de menú

EDICIÓN » EJE DEL HAZ

Existen dos métodos para determinar dicho eje.

a) Manual. Seleccionando la opción, el cursor se pone en modo de definición de eje.

Presionando el botón izquierdo del ratón sobre la imagen, se establecerá el punto donde se encuentre el cursor como eje del haz. Este punto queda marcado con una cruz verde sobre la imagen.

Utilice esta opción si marcó el haz sobre la película previamente a su digitalización.

b) Automática. Si desconoce la posición del haz ATW Vdens busca el centro geométrico del haz y lo define como eje. Utilice esta opción sólo en imágenes de perfiles de haz obtenidos perpendicularmente a éste.

## 2.4.6 Normalizar curvas.

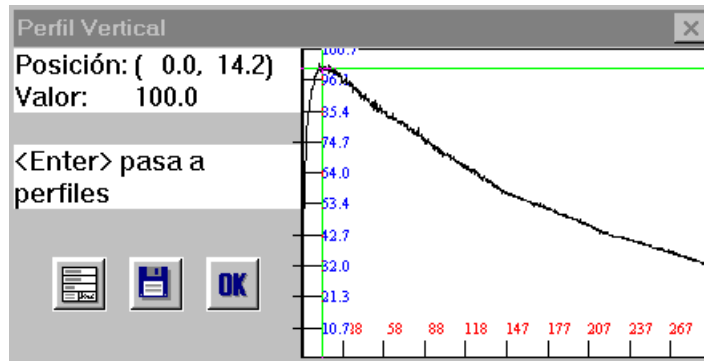
ATW Vdens representa los perfiles NORMALIZADOS a un valor determinado, seleccionado por el usuario. Al valor de este punto se le asigna el 100%, y los demás valores de la imagen son reasignados a esta nueva escala.

El punto de normalización se define por defecto en el eje del haz. Este valor puede modificarse manualmente utilizando el cursor, de forma idéntica a la definición manual del eje del haz.

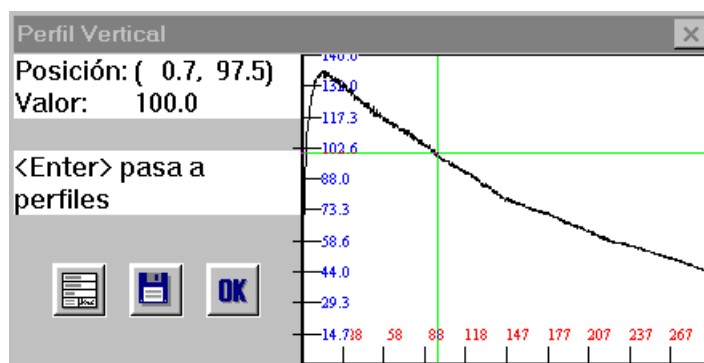
El punto de normalización queda marcado en la imagen con una cruz roja.

Este punto de normalización es imprescindible para que ATW Vdens pueda determinar automáticamente la extensión de la escala.

Observe en la siguiente figura un rendimiento en profundidad normalizado al máximo de dosis



y el mismo rendimiento normalizado a mayor profundidad.



## 2.4.7 Medir curvas.

Una vez identificada la curva, calibrada y determinado el eje y punto de normalización, podemos comenzar las medidas.

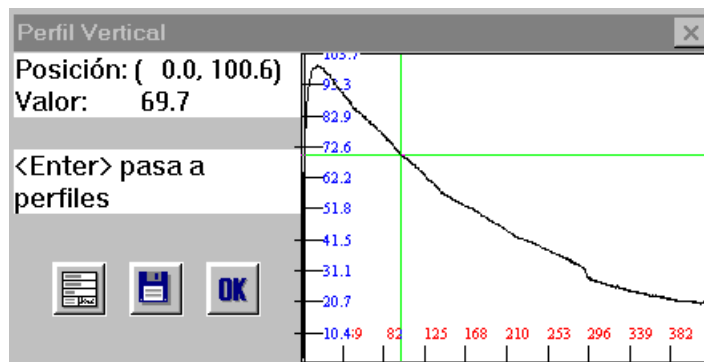
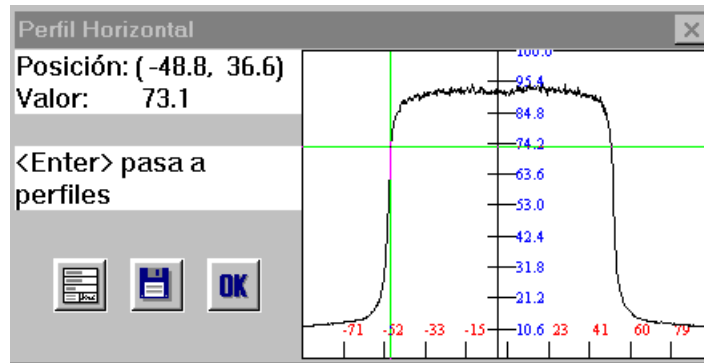
1.- Seleccione la herramienta PERFIL HORIZONTAL O VERTICAL de la barra de herramientas o del menú ESTADÍSTICA. Se despliega una ventana gráfica con el contenido del perfil donde se encuentra situado el cursor sobre la imagen.

2.- Sitúe el cursor sobre la imagen. Desplace el cursor con el ratón (o con las flechas de cursor). Observe como la gráfica se actualiza en tiempo real a medida que nos desplazamos. La posición del perfil viene indicada el campo Posición del diálogo.

Según el tipo de perfil, los valores significan:

- En perfiles transversales se da la posición X,Y en mm respecto al eje
- En rendimientos en profundidad se da la posición X respecto al eje y la profundidad del punto de medida
- En perfiles transversales obtenidos a partir de imágenes de rendimiento en profundidad se da la posición X del cursor respecto al eje y la profundidad donde se toma el perfil.

3.- Presione las teclas Página Arriba y Página Abajo. El perfil cambia entre horizontal y vertical, permitiendo estudiar perfiles perpendiculares en cada momento.

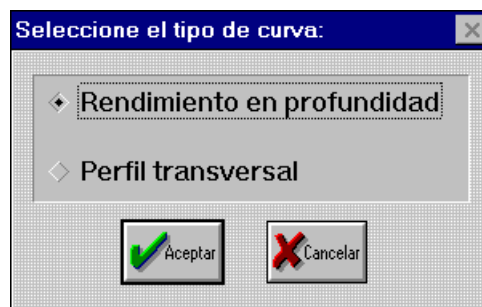


## 2.4.8 Analizar curvas.

Si desea analizar con detalle un solo perfil, debe ANCLAR el cursor y pasar al diálogo de perfiles. Sobre la imagen, presione ENTER. En este momento, el control del teclado para al diálogo de perfiles. Utilice las teclas de cursor (izquierda y derecha) para desplazar el cursor por encima del perfil.

Presione sobre el botón  para obtener datos de la curva:

Si se trata de una imagen de rendimiento en profundidad, se despliega un diálogo preguntando qué tipo de curva debe analizar, un rendimiento en profundidad o un perfil transversal:



Para cada tipo de curva, los parámetros obtenidos son:

### **Rendimiento en Profundidad de electrones:**

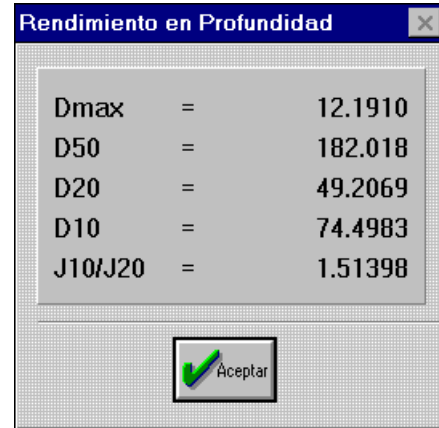
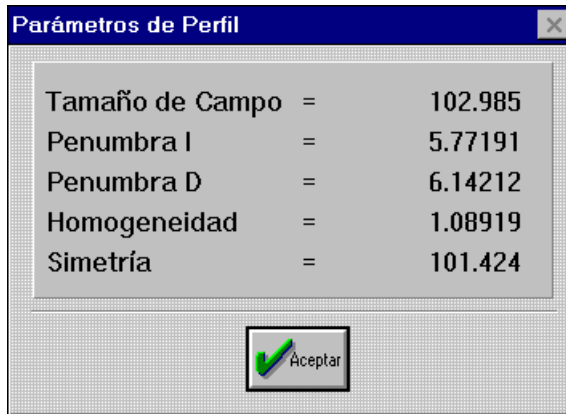
Dsup	Porcentaje de dosis en superficie
Dmax	Dosis máxima
Dx	Porcentaje de dosis debida a contaminación de fotones
R85	Profundidad(es) del 85%, definiendo el rango terapéutico
R90	Profundidad(es) del 90%
Rmax	Profundidad del máximo
R50	Rango Medio: Profundidad del 50%
Rex	Rango extrapolado. La energía del haz es $E = (Rex - 0.25) / 0.51$
Rp	Rango práctico
Rq	Profundidad a la que la recta que define Rp alcanza la dosis máxima.
G	Gradiente de dosis: $G = Rp / (Rp - Rq)$
E0	Energía media en superficie: $E0 = 2.33 \times R50$

### **Rendimiento en Profundidad de fotones:**

Dmax	Profundidad del máximo
D50	Profundidad del 50% de dosis respecto al punto de normalización
D20	Porcentaje de dosis a 20 cm. de profundidad
D10	Porcentaje de dosis a 10 cm. de profundidad
J10/J20	Relación de dosis a 10 y 20 cm de profundidad

### **Perfiles**

Tamaño de campo	Distancia en mm entre los puntos de 50%
Penumbra I	Penumbra izquierda del haz. Distancia entre los puntos de 80% y 20%
Penumbra D	Penumbra derecha del haz. Distancia entre los puntos de 8% y 20%
Homogeneidad	La homogeneidad se mide calculando la dosis máxima y mínima dentro de una zona central del perfil, definida como la zona entre los 80% del perfil
Simetría	El índice de simetría calcula el máximo de la relación entre valores de puntos simétricos respecto al eje, dentro de la zona de perfil comprendida entre los 80%



Si algún parámetro queda indeterminado, se le asigna el valor -1. (por ejemplo, al parametrizar un rendimiento en profundidad como si fuera un perfil)



## 2.4.9 Guardar una imagen.

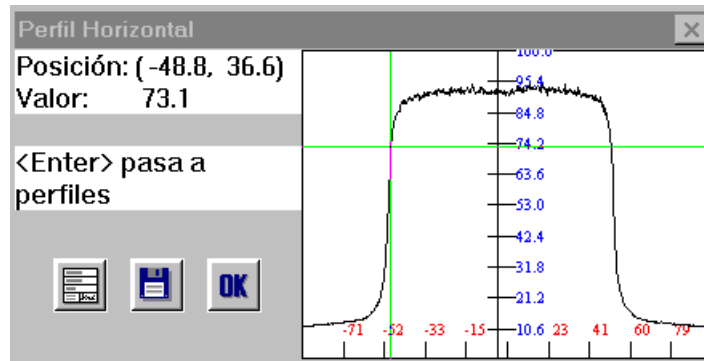
Las imágenes de ATW Vdens se pueden guardar en un formato propio de ATW o con formato TIFF de 16 bits.


El formato FVD guarda los datos administrativos, calibrado, posición del eje y punto de normalización y la escala espacial si la imagen es importada.

Las imágenes TIFF NO contienen información de calibrado, por lo que deben usarse sólo para transferencias a ATW Image.

## 2.4.10 Exportar resultados.

Las curvas extraídas mediante el movimiento del cursor pueden exportarse para su análisis a cualquier hoja de cálculo.



Para exportar una curva, pulse con el ratón sobre el botón .

La curva representada en ese momento se puede guardar en formato ASCII.

#### NOTAS.

Si el fichero existe, ATW Vdens añadirá la curva al final del fichero, permitiendo la exportación de múltiples perfiles en un solo fichero.

Antes de pulsar sobre el botón de exportar es aconsejable ANCLAR la curva que se desea exportar. Para ello, presione ENTER sobre la imagen, de forma que cualquier movimiento del ratón no cambie la posición de la curva.