

Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)

sefm



Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)



© Sociedad Española de Física Médica
E-mail: secretaria@sefm.es
Página web: www.sefm.es

Edición:



Depósito legal: M-33135-2013
ISBN: 978-84-940849-6-6

Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación podrá ser reproducida, almacenada o transmitida en cualquier forma ni por cualquier procedimiento electrónico, mecánico, de fotocopia, de registro o de otro tipo, sin el permiso de los editores.

Grupo de trabajo de la Sociedad Española de Física Médica de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT)

Coordinadora del grupo

M^a Cruz Lizuain Arroyo

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona

Integrantes

A. Belén Capuz Suarez

Unidad de Radiofísica. Hospital Ramón y Cajal. Madrid

José M. Delgado Rodríguez

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid

Vicente Crispín Contreras

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Fundación Instituto Valenciano de Oncología (IVO). Valencia

Sergio García Gómez

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Ntra. Sra. de la Candelaria. Santa Cruz de Tenerife

Xavier Jordi Juan Senabre

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón. Castelló de la Plana

Diego Jurado Bruggeman

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO). Girona.

Dolores Linero Palacios

Servicio de Física Médica. Instituto Oncológico Teknon (IOT). Barcelona

Ismael Sancho Kolster

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia (ICO). Barcelona

José Ignacio Tello Luque

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Instituto Médico de Onco-Radioterapia (IMOR). Barcelona

Agradecimientos:

- A la junta directiva de la SEFM y a su Comisión Científica por el apoyo prestado al grupo de IGRT para realizar su trabajo y muy especialmente a Antonio Brosed, Damián Guirado y José Pérez Calatayud por los comentarios, críticas y sugerencias que han sido de gran utilidad en la redacción de este documento.
- A los integrantes de los departamentos de Física Médica, donde los autores realizan su trabajo, por su comprensión y colaboración.
- A Coral Bodineau por su inestimable colaboración en la edición del documento..

Índice

Capítulo 1. Introducción 13

1. Introducción 15

Capítulo 2. Procedimientos clínicos asociados a IGRT 19

1. Introducción 21
2. Incertidumbres en el proceso radioterápico 22
3. Mejora del tratamiento tras estimar las incertidumbres poblacionales 26
4. Valoración de márgenes 27
5. Procedimientos de trabajo utilizando IGRT 30
6. Referencias y bibliografía 35

Capítulo 3. Sistemas basados en ultrasonidos 37

1. Descripción del sistema 39
2. Ultrasonidos 43
3. Sistema óptico de posición 46

4. Maniqués	49
5. Seguridades y condiciones de funcionamiento	51
6. Control de calidad de la geometría	54
7. Control de calidad de la imagen	61
8. Efectos biológicos de los ultrasonidos	74
9. Referencias y bibliografía	75

Capítulo 4. Dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) y control de calidad asociado 77

1. Introducción	79
2. EPID basados en fluoroscopia	80
3. EPID basados en cámaras de ionización líquidas.....	82
4. EPID basados en matriz activa y panel plano	83
5. Sistemas comercializados	85
6. Control de calidad	85
7. Recomendaciones de uso	97
8. Aplicaciones clínicas	98
9. Referencias y bibliografía	99

Capítulo 5. Equipos de RX independientes de la unidad de irradiación 101

1. Introducción	103
2. ExacTrac 5.5 (BrainLAB)	103
3. Descripción de los componentes	104
4. Pruebas específicas del sistema ExacTrac X-ray 6 D	115
5. Control de calidad. Calibración del ExacTrac X-Ray 6D	122
6. Pruebas de seguridad y funcionamiento	123
7. Pruebas geométricas	123
8. Referencias y bibliografía	128

Capítulo 6. Equipos de rayos X incorporados a la unidad de tratamiento. Imágenes volumétricas..... 131

1. Introducción	133
2. Equipo SYNERGY de ELEKTA.....	134
3. Sistema de tomografía computarizada con haz cónico de megavoltaje (MVCBCT) de SIEMENS	147
4. Sistema IGRT de VARIAN	161
5. Referencias y bibliografía	180

Capítulo 7. Control de calidad de los equipos de IGRT basados en imágenes producidas por radiaciones ionizantes183

1. Clasificación de las pruebas.....186
2. Pruebas que garanticen la seguridad del equipo186
3. Pruebas geométricas y mecánicas187
4. Control de calidad de la imagen 2D y 3D190
5. Pruebas de imagen 3D202
6. Periodicidad y tolerancias recomendadas207
7. Referencias y bibliografía210

Capítulo 8. Tomoterapia215

1. Descripción del sistema217
2. El sistema de Tomoterapia Helicoidal218
3. Formación de la imagen.....222
4. Sistema de registro y fusión223
5. Algoritmo de utilización de la imagen fusión225
6. Control de calidad del sistema de imagen227
7. Dosimetría MVCT252
8. Referencias y bibliografía257

Capítulo 9. Técnicas de sincronización del haz de radiación con el movimiento respiratorio.259

1. Introducción	261
2. Influencia del movimiento respiratorio en la planificación de los tratamientos de radioterapia.....	262
3. Métodos para la determinación del volumen blanco teniendo en cuenta el movimiento respiratorio	262
4. Técnica de “gating”	268
5. Seguimiento del movimiento del tumor. Técnica de “tracking”	271
6. Corrección de la dosimetría	275
7. Control de calidad	275
8. Referencias y bibliografía	278

Capítulo 10. Dosis absorbida en las exploraciones de IGRT.....283

1. Estimación de la dosis absorbida por el paciente en exploraciones 2D con sistemas de imagen portal (EPID).....	286
2. Estimación de la dosis absorbida en exploraciones 2D con Rayos X de baja energía.....	286
3. Estimación de la dosis absorbida en exploraciones 3D (CBCT)	288
4. Dosis impartidas con los distintos sistemas IGRT	290
5. Referencias y bibliografía	293

Capítulo 11. Otros sistemas de IGRT299

1. Sistemas ópticos superficiales301
2. Marcadores fiduciaros electromagnéticos304
3. Referencias y bibliografía306

Capítulo 12. Calibración de equipos tipo CONEBEAM307

1. Calibración y pruebas específicas del sistema ELEKTA.....309
2. Calibración y pruebas específicas del sistema
MVCB SIEMENS321
3. Calibración y pruebas específicas del sistema VARIAN328
4. Referencias y bibliografía335

Capítulo 13. Significado de términos y siglas337

Capítulo 1: Introducción

1. Introducción

En los tratamientos de radioterapia externa, siempre se ha buscado la máxima precisión tratando de controlar todos los parámetros, que podían influir en la distribución de la dosis absorbida en el paciente en el momento de realizar el tratamiento; desde un punto de vista físico, el objetivo de una óptima planificación es irradiar el volumen tumoral con la dosis absorbida prescrita y minimizar la probabilidad de que tejidos y órganos cercanos, reciban un cierto valor de dosis absorbida que puede dar lugar a efectos secundarios indeseables.

Con los recientes avances técnicos incorporados tanto a las unidades de irradiación como en los sistemas de simulación y planificación, se han desarrollado modalidades de tratamiento como la conformación tridimensional, la irradiación con fluencia modulada (IMRT), las técnicas estereotáxicas intra y extra craneales (SRT, SBRT), etc. que permiten acercarse al objetivo de una radioterapia óptima. Para que realmente se consiga, es imprescindible que el tratamiento se imparta de la misma forma en que fue planificado, lo cual depende de la estabilidad de la unidad de irradiación (que no vamos a considerar aquí) y de la reproducibilidad de las condiciones anatómicas del paciente.

Con el fin de garantizar la reproducibilidad, desde los inicios de la radioterapia, se han venido utilizando marcas anatómicas externas y sistemas de inmovilización, que disminuían las incertidumbres producidas por los movimientos de paciente, y se han utilizado sistemas de imagen con el fin de constatar esa reproducibilidad.

Uno de los desarrollos de mayor trascendencia en los tratamientos con radiaciones ionizantes es la incorporación de las técnicas de imagen en el proceso. Esto ha sido una necesidad constante desde el comienzo de esta terapia y ha sido modificado su uso de formas diversas. La necesidad de localizar los volúmenes tumorales y áreas de riesgo que permitan limitar el campo de radiación generó un conjunto de equipos, que con el nombre de simuladores, y utilizando radiación de baja energía, permitían conocer la posición de las estructuras anatómicas de interés en la misma posición que el paciente tendría en la unidad de tratamiento. Proporcionaban imágenes planas, que además de permitir el cálculo de la distribución de dosis absorbida, se podían comparar con las obtenidas en la unidad de tratamiento, confirmando de esta manera

la bondad de la posición de los pacientes. El inconveniente era el tiempo que consumían, debía hacerse la puesta en tratamiento primero en el simulador y luego compararla con las imágenes obtenidas en la unidad de tratamiento, y lo más importante, la falta de un sistema de referencia común que permitiera corregir desplazamientos con exactitud. Posteriormente, aparecieron los simuladores TC que permitieron a partir de la adquisición de imágenes planares reconstruir la anatomía del individuo en imágenes transversales o tomogramas y así determinar los contornos externos e internos de forma más precisa. Probablemente estos son los orígenes de los sistemas actuales. El traslado del paciente a la unidad de tratamiento una vez realizado la planificación sobre estas imágenes, daba lugar a incertidumbres incompatibles con el interés en disminuir los volúmenes de irradiación y el aumento o escalada de la dosis.

Ha habido en la última década un interés por incorporar dentro de la unidad de tratamiento sistemas de imagen que permitan verificar tanto la posición del paciente como el movimiento interno de los órganos antes y durante la irradiación. El movimiento interno, motivado por múltiples circunstancias fisiológicas, hace que únicamente podamos conocer en tiempo real la situación de los órganos. Por esto se dotan las unidades de irradiación con sistemas que producen diferentes tipos de imágenes: planas, tomográficas, cine, etc. y que permiten al oncólogo radioterápico definir la estrategia terapéutica en tiempo real y adaptarla a las condiciones de los volúmenes de interés.

La tecnología se ha decantado por incorporar equipos de tomografía convencionales (TC) acoplados geoméricamente a la unidad de tratamiento a través de los movimientos de la mesa o instalar directamente equipos radiográficos en el propio brazo de un acelerador. También se ha desarrollado una tecnología donde, con las imágenes obtenidas degradando el espectro del haz de fotones de la unidad de tratamiento y con la adquisición de imágenes planares girando el brazo del acelerador alrededor del paciente, puedan reconstruirse imágenes tomográficas de suficiente calidad para hacer fusión con la utilizadas en el simulador y que han dado lugar a la planificación del tratamiento. Con kV o MV esta tecnología denominada CONE BEAM permite observar la reproducibilidad de la posición del paciente externamente y además los órganos internos móviles; y si llega el caso, corregir el plan de irradiación modificando la posición relativa de los haces con respecto a la posición del paciente cuando fue planificado.

Lo que actualmente se entiende como RADIOTERAPIA GUIADA POR LA IMAGEN (*Image guided radiation therapy, IGRT*) es en primer lugar, la localización del volumen tumoral, mediante equipos modernos de imagen, en especial los que aportan información funcional y biológica, y en segundo, el uso de la imagen en la propia sala de tratamiento, como herramienta de verificación,

inmediatamente antes o durante el tratamiento. Tiene como objetivo disminuir la incertidumbre producida por el movimiento entre o durante las fracciones, para así disminuir los márgenes y optimizar el diseño del tratamiento. Queremos subrayar que la IGRT no es una técnica o modalidad de tratamiento, es una herramienta que ayuda a controlar la calidad de los tratamientos de Radioterapia externa y también de Braquiterapia.

El grupo de trabajo de IGRT de la SEFM, ha considerado solamente la segunda acepción del término IGRT, y como sistemas de IGRT a aquellos equipos que se utilizan dentro de la sala de tratamiento, que tienen un sistema de referencia común con el de la unidad de irradiación y un *software* que permita registrar ambos conjuntos de imagen, fusionarlos y a partir de la fusión calcular las diferencias geométricas de forma automática.

Cuando el grupo de IGRT inició su trabajo, había pocos equipos instalados en nuestro país que cumplieran estos requisitos; actualmente se ha incrementado su número considerablemente y además nos atreveríamos a afirmar que no se adquiere una nueva unidad de tratamiento que no disponga de algún tipo de sistemas de IGRT.

El objetivo de este documento es la descripción de los sistemas de IGRT más comúnmente usados en el área de la Radioterapia externa, equipos basados en ultrasonidos (capítulo 3) que permiten verificar y corregir las diferencias geométricas entre la planificación y la irradiación de una forma rápida y simple; unidades que producen imágenes radiológicas planas superponibles con las imágenes de planificación (capítulos 4 y 5), suministrando información sobre las incertidumbres debidas a las distintas condiciones anatómicas del paciente; y sistemas 3D que también permiten estimar los errores debidos al movimiento de los órganos antes y durante el tratamiento (capítulos 6, 7 y 8). Además de la descripción de estos sistemas se incluyen recomendaciones relativas al control de calidad de estos equipos o sistemas y la estimación de la dosis absorbida que recibiría el paciente en las técnicas de imagen producidas por radiaciones ionizantes (capítulo 10).

También se dedica el capítulo 2 al estudio de los errores e incertidumbres asociadas al proceso de radioterapia, y los protocolos más estudiados para su minimización. En el capítulo 9 se discuten los diferentes procedimientos usados para evaluar la influencia del movimiento respiratorio en la posición del volumen tumoral y de los órganos internos.

Capítulo 2: Procedimientos clínicos asociados a IGRT

Procedimientos clínicos asociados a IGRT

1. Introducción

El objetivo fundamental, en radioterapia externa, es administrar al paciente el tratamiento previamente planificado, habitualmente sobre una imagen estática de TC (Tomografía Computarizada). Esta imagen constituye la referencia para colocar el paciente en la unidad de tratamiento (TC de referencia).

El conjunto de desviaciones e incertidumbres asociadas al proceso pueden limitar e incluso hacer peligrar el objetivo clínico si no son tenidas en cuenta correctamente.

En este capítulo no se van a abordar los errores¹ en la ejecución de los procedimientos ni los factores humanos. Éstos han de prevenirse y reducirse al máximo trabajando de acuerdo a buenos protocolos descritos y conocidos por el personal, como parte de un programa de garantía de calidad (Real Decreto 1998).

1.1. Desviaciones geométricas

Denominamos desviaciones geométricas a las diferencias de forma y posición entre los volúmenes de interés del paciente en la unidad de irradiación y en la de referencia, ambas referenciadas al isocentro. El impacto negativo de estas desviaciones se intenta prevenir planificando sobre volúmenes expandidos, preparando al paciente, utilizando inmobilizaciones, colocando referencias externas como guía para situar el paciente en la posición de tratamiento, etc. y finalmente minimizar, verificando y corrigiendo dicha posición.

Hay desviaciones que, aunque se identifican, no se corrigen. Se asumen por falta de medios, por considerarse de poco impacto clínico o por planificar con márgenes suficientes. Aún así, es necesario conocerlas para estimar la incertidumbre en la posición del paciente durante la irradiación.

¹ Excepción. Protocolo COVER, apartado 5.2.2.

2. Incertidumbres en el proceso radioterápico

Realizar Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) permite registrar, verificar y corregir la posición antes y durante la sesión de tratamiento, por lo que éste puede ser administrado con gran exactitud. En la práctica, sin embargo, algunas fuentes de incertidumbre la limitan.

Según define la Entidad Nacional de Acreditación, en el documento CEA-ENAC-LC/02, 1988, incertidumbre es la semiapertura del intervalo dentro del cual se encontrará, con cierta probabilidad, el verdadero valor del objeto a medir, el denominado mensurando.

En este caso, el mensurando es la posición respecto al isocentro de los volúmenes de interés.

Aún en el caso de corregir las desviaciones detectadas en cada sesión al realizar IGRT, la posición final estará afectada por una incertidumbre, pues nunca se puede corregir totalmente esa desviación. La incertidumbre se puede estimar como la combinación de las presentes en cada etapa del proceso y son, entre otras:

- Incertidumbres en la delimitación del volumen blanco y órganos de riesgo, asociadas a la imagen utilizada para localizar los volúmenes: TC, resonancia magnética, tomografía por emisión de positrones, ultrasonidos, angiografía, etc.

La resolución espacial de la imagen.

El procedimiento de superposición de estas imágenes (en caso de no ser imágenes de TC, o de utilizarse varios TC diferentes), al TC de referencia.

Delineación de contornos.²

- Incertidumbres en la posición del paciente en la unidad de tratamiento, asociadas a diferencias en la posición del paciente, variaciones de anatomía o movimiento de órganos entre sesiones.

Variaciones de anatomía y movimiento de órganos durante la sesión por respiración, latido cardíaco, peristalsis, deglución, etc.

Las desviaciones de forma se pueden minimizar siempre, tratando en plazos razonables de tiempo para evitar variaciones de la anatomía, sometiendo al paciente a una preparación desde antes de adquirir el TC de referencia y hasta que termine el tratamiento, utilizando radioterapia adaptativa, etc. Estas desviaciones no las vamos a tratar en este capítulo.

² Fuera del objetivo de este tema.

Las desviaciones de posición se deben a movimientos entre sesiones y dentro de cada sesión. Disminuyen con elementos limitadores del movimiento y dispositivos de imagen que permitan colocar el paciente con exactitud.

No se abordan específicamente los movimientos intrafracción, pero lo que se detalla, es aplicable a ellos si se dispone de la tecnología adecuada para detectarlos y corregirlos. El presente documento incluye, además, un capítulo específico sobre el movimiento respiratorio.

En la tabla 1 se muestra un ejemplo de estimación de la incertidumbre asociada a un procedimiento de colocación del paciente en la mesa de la unidad de tratamiento, que abarca desde la adquisición del TC de referencia hasta la corrección de posición, previo a la administración de la terapia.

Fuentes de incertidumbre		Observaciones	Unidad SYNERGY (ELEKTA)	Incertidumbre típica	Ejemplo valores (mm)
TC de referencia	Asociada al espesor de corte	Consideramos imágenes sin deformación	Distribución rectangular	$u_{TC} = \frac{e}{\sqrt{12}}$	$e = 3.0$
		TC de referencia sin contraste ni metales		e : espesor de corte	$u_1 = 0.9$
Proceso de registro	Asociada al proceso de registro	CBCT, reconstrucción 3D, superposición automática con TC de referencia.	Especificación ELEKTA	Dependiendo del TC de referencia y del algoritmo	Algoritmo hueso $u_2 = 0.5$
Mesa de la unidad	Asociada al desplazamiento de mesa con escala digital	Después del registro para colocar al paciente en la posición de referencia.	Distribución rectangular	$u_m = \frac{R}{\sqrt{12}}$ R : desplazamiento mínimo mesa	$R = 1$ $u_3 = 0.3$
Isocentros de la unidad	No coincidencia isocentro kV-MV	El brazo de kV es perpendicular al de MV	Especificación ELEKTA		$u_4 = 0.7$
Incertidumbre total expandida con factor de cobertura ($k = 2$)				$U = k \sqrt{\sum_{i=1}^4 u_i^2}$	$U = 2.6$

Tabla 1. Ejemplo de incertidumbres asociadas al proceso de colocación con desplazamientos de mesa, guiado por imagen de CBCT³ de kV, superpuesto a TC de referencia utilizando algoritmo de registro automático de hueso en la unidad de tratamiento. Estimación de la incertidumbre mínima asociada a la tecnología utilizada, independiente del paciente. Estimación realizada en el Hospital Ramón y Cajal de Madrid.

³ CBCT son las siglas del sistema de IGRT CONE BEAM COMPUTER TOMOGRAPHY del que se hablará en el capítulo 6.

2.1. Tipos de desviaciones

Según se admite en el documento de la Comisión Internacional de Medidas y Unidades de Radiación, ICRU 62, las incertidumbres pueden ser de tipo A (en ocasiones denominadas de tipo aleatorio o mal llamadas “aleatorias”) o de tipo B (en ocasiones denominadas de tipo sistemático o mal llamadas “sistemáticas”). Conviene señalar que, en ocasiones, las incertidumbres de tipo B o “sistemáticas”, se estiman a partir de desviaciones máximas, asignando un tipo de distribución. Entendemos como desviación, la diferencia entre el valor de una medida y su valor de referencia. Ni que decir tiene que siempre se intenta que esa desviación sea mínima.

Por extensión, en algunos foros como el presente, a esa desviación que sirve para estimar la incertidumbre “sistemática”, se le califica también de “sistemática”. Conviene además señalar que, atendiendo a la definición de desviación, no tiene mucho sentido hablar de desviación “aleatoria” y sí de incertidumbre de tipo aleatorio o incertidumbre “aleatoria”, caracterizada por una desviación típica.

La desviación sistemática depende del paciente y en principio es la misma en todas las fracciones. Es consecuencia de que el TC de planificación representa una imagen instantánea, no representativa de la posición del paciente.

La incertidumbre aleatoria, específica de las fluctuaciones, depende del paciente y no es la misma en cada fracción. En la figura 1 se muestra un ejemplo.

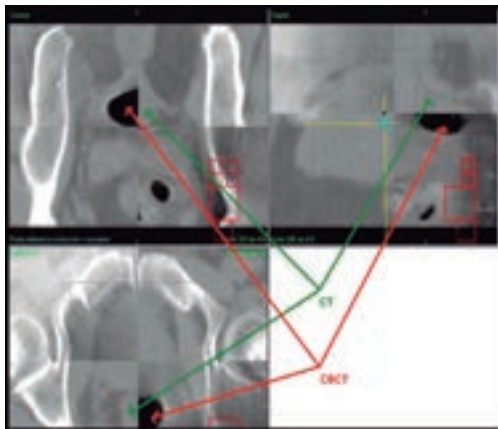


Figura 1. El TC de referencia en este paciente se adquirió con el recto vacío. En una sesión del tratamiento el recto aparece distendido, lleno de gas. Esta diferencia, a lo largo del tratamiento, se puede considerar como una fluctuación y por ende de tipo aleatorio. Si, por el contrario, se hubiera capturado el recto distendido en la referencia, habría una desviación sistemática. Imagen obtenida en el Hospital Ramón y Cajal de Madrid.

Desviaciones en la posición y alineación de un paciente

En una fracción f de un paciente p , la diferencia entre la posición relativa al isocentro y la correspondiente en el TC de planificación, puede expresarse como:

$$d(p, f) = S(p) + r(p, f) \quad (1)$$

siendo:

$d(p, f)$: Desplazamiento del paciente p en la fracción f

$f \in F\{1, 2, \dots, N_F\}$

$S(p)$: Desplazamiento sistemático en el paciente p

$r(p, f)$: Desplazamiento aleatorio en la fracción f del paciente p ; no es función de f

Del desplazamiento medido en una fracción no se pueden discernir componente sistemática y aleatoria, pero sí se puede estimar lo que se conoce como el error efectivo en un tratamiento de F fracciones:

$$S_{eff} = \langle d(p, f) \rangle_F = S(p) + \langle r(p, f) \rangle_F \quad (2)$$

siendo:

$S_{eff}(p)$ desplazamiento sistemático efectivo para el paciente p en el número finito F de fracciones del tratamiento

Si el número de fracciones fuera infinito:

$$F \rightarrow \infty : \langle r(p, f) \rangle_F \rightarrow 0 \quad (3)$$

En un caso más realista, con un número alto de fracciones, se asume $\langle r(p, f) \rangle_F \cong 0$

Por ejemplo, $F > 30 \Rightarrow S_{eff} \cong S_p$ (de Boer *et al.* 2001).

Por otro lado, los desplazamientos aleatorios del paciente, pueden caracterizarse por la desviación típica:

$$\sigma_p = SD(d(p, f))_F \quad (4)$$

2.2. Desviaciones en la posición y alineación de una población

Entendemos por población, un conjunto de personas que se tratan de una misma localización, con el mismo procedimiento de inmovilización, simulación, contorno, y colocación en la misma unidad de tratamiento, o unidades de tratamiento "gemelas".

Una población P , se puede caracterizar según de Boer *et al.* 2001, con los siguientes parámetros:

μ : Desviación sistemática media de la población.

Σ : Dispersión sistemática de la población.

σ : Desviación típica media de la población.

Definidos según las siguientes expresiones:

$$\mu = \langle S_p \rangle_P^{(a)} \quad \Sigma = SD_P(S_p)^{(b)} \quad \sigma = \sqrt{\langle \sigma_p^2 \rangle_P}^{(c)} \quad (5)$$

- $\mu \rightarrow 0$, Si no es así hay una desviación sistemática en el procedimiento, independiente de la población. Si $\mu > 1$ se debe investigar e intentar subsanar.
- Por ser finito F , se define la dispersión sistemática efectiva para la población:

$$\Sigma_{eff} = SD(S_{p,eff})_P \quad (6)$$

y de nuevo, si el número de fracciones es elevado, se asume $S_{p,eff} \cong S_p$

Por ejemplo: $F > 30 \Rightarrow S_{p,eff} \cong S_p$ y $\Sigma_{eff} \cong \Sigma$ de Boer *et al.* 2001

- Según de Boer *et al.* 2007, se puede asumir que la distribución de probabilidad σ_p en la población, es normal.

3. Mejora del tratamiento tras estimar las incertidumbres poblacionales

Las soluciones posibles para administrar la dosis absorbida prescrita al volumen blanco son muchas:

- Introducir las desviaciones en el sistema de planificación para simular la distribución de dosis absorbida y tomar decisiones en consecuencia.

- Valorar si los márgenes de seguridad son óptimos. Si no es así valorar si se hace verificación y corrección de la posición en algunas o todas las sesiones.
- Realizar varias planificaciones con los desplazamientos más desfavorables y admitir sólo aquellas que cumplan los requisitos dosimétricos aún en esas situaciones.
- Aumentar la dosis absorbida prescrita al tumor.
- Realizar radioterapia adaptativa: planificaciones distintas sobre referencias actualizadas.

La solución recomendada en los informes ICRU 50 1993, ICRU 62 1999 e ICRU 83 2010 y la más práctica y aceptada, es simular la distribución dosimétrica sobre un volumen denominado PTV (Volumen Blanco de Planificación). El PTV es el CTV (Volumen Blanco Clínico) más un margen de seguridad para que el CTV quede cubierto en el tratamiento por la dosis absorbida de prescripción.

Un margen adecuado es el mínimo que garantice la distribución de dosis absorbida en el CTV, sin comprometer los órganos de riesgo

Utilizar IGRT permite conocer las desviaciones geométricas en cada una de las sesiones verificadas. Acumular esta información en un número significativo de sesiones, posibilita estudiar estadísticamente su impacto. Si además se corrige la posición en algunas o todas las sesiones, los márgenes adecuados son menores.

4. Valoración de márgenes

El informe ICRU 62 1999, recomienda estimar un margen de configuración (SM) alrededor del CTV por desviaciones externas (de configuración) y otro margen interno por movimiento de órganos (IM). No especifica cómo calcular el margen total a partir de éstos, pero sí que si se suman linealmente para obtener el PTV, éste volumen resulta demasiado extenso. Se propone estimar las desviaciones típicas de carácter sistemático y las desviaciones típicas de carácter aleatorio y combinarlas cuadráticamente.

Las desviaciones típicas de carácter sistemático y aleatorias influyen de distinta manera en la dosis absorbida. Las primeras tienen un impacto mayor en la distribución de dosis absorbida que las segundas, que simplemente la desplazan.

En concreto, *Stroom et al.* 1999, 2002 y *Van Herk et al.* 2004, defienden que el margen total por desviaciones geométricas se ha de calcular:

- a) Identificando cada fuente de incertidumbre, que se considere importante, por separado.
- b) Estimando la desviación típica de cada una.
- c) Calculando la desviación típica sistemática combinada, Σ , como raíz cuadrada positiva de la suma de los cuadrados de todas las desviaciones típicas sistemáticas, si puede asumirse que no están correlacionadas.
- d) Calculando la desviación típica combinada de carácter aleatorio, σ , como raíz cuadrada positiva de la suma de los cuadrados de todas las desviaciones típicas.
- e) Calculando un margen por desviaciones típicas sistemáticas, a partir de Σ , y por incertidumbres aleatorias, a partir de σ .
- f) Y, estos sí, sumarlos.

4.1. Margen para obtener el PTV

Diferentes autores proponen expresiones para calcularlo.

Aquí se muestran las más utilizadas.

Stroom *et al.* 1999, 2002.⁴

$$M = 2\Sigma + 0.7\sigma \quad (7)$$

M : margen para cubrir el 99% del CTV, en promedio poblacional, con al menos el 95% de la dosis prescrita.

La relación está comprobada para las localizaciones: próstata, cérvix y pulmón.

Van Herk *et al.* 2000, 2004

$$M = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \quad (8)$$

$$M = 2.5\Sigma + 1.64(\sigma - \sigma_p) \quad (9)$$

M : margen para que el 90% de la población reciba una dosis mínima en el CTV del 95% de la dosis absorbida prescrita.

⁴ Puesto que para la obtención de estas ecuaciones (7, 8 y 9) no se han tenido en cuenta rotaciones ni cambios de forma, han de considerarse como cota mínima para unos márgenes seguros.

σ_p : anchura de la penumbra del haz ajustada a una función gaussiana

Nivel de confianza (% pacientes)	Margen por desviaciones típicas (carácter sistemático)	Dosis de cubrimiento (%)	Margen por desviaciones típicas (carácter aleatorio)
80	2.16 Σ	80	0.84 ($\sigma\text{-}\sigma_p$)
85	2.31 Σ	85	1.03 ($\sigma\text{-}\sigma_p$)
90	2.50 Σ	90	1.28 ($\sigma\text{-}\sigma_p$)
95	2.79 Σ	95	1.64 ($\sigma\text{-}\sigma_p$)
99	3.36 Σ	99	2.34 ($\sigma\text{-}\sigma_p$)

Tabla 2. Margen por desviaciones geométricas en función del porcentaje de pacientes en el que se garantizaría una dosis absorbida mínima en el CTV. Van Herk *et al.* 2000.

4.2. Margen para los órganos de riesgo

Según el mencionado informe ICRU 62, deben añadirse márgenes en la planificación a los órganos de riesgo para tenerse en cuenta sus desplazamientos, empleando los mismos principios que se aplican al PTV. La delineación de los volúmenes de planificación para los órganos de riesgo, PRV, está considerada prácticamente imprescindible por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación en órganos de funcionamiento en serie, cuando la técnica empleada es intensidad modulada y así lo especifica en su informe ICRU 83, 2010.

Puede utilizarse la expresión:

$$M = 1.3\Sigma + 0.5\sigma \quad (10)$$

M: margen recomendado para órganos en serie o paralelos (Mc Kenzie *et al.* 2002)

4.2.1. Respiración

El movimiento respiratorio afecta a la posición relativa del tumor y órganos del paciente durante la sesión, que generalmente abarca varios ciclos respiratorios. Ha de tenerse en cuenta en la definición del margen, a no ser que se disponga de los medios para corregir durante el tratamiento o de administrar éste sólo cuando se encuentre el volumen blanco en la zona que se ha definido en la planificación. El movimiento respiratorio puede ser muy amplio, y dominar sobre el resto de desplazamientos.

En localizaciones como tórax o abdomen, la imagen puede aparecer muy distorsionada debido a la interferencia entre el proceso de barrido y el movimiento respiratorio.

Si la velocidad de barrido es alta el tumor puede aparecer en una posición que no es el promedio a lo largo del ciclo respiratorio. Si la velocidad de barrido es baja, este problema es menor pero el ruido degrada la imagen.

Estos inconvenientes no existen utilizando técnicas de TC correlacionadas con la respiración. Consisten en separar, de las imágenes, las que corresponden a distintas fases del ciclo. Así, se puede delimitar el PTV:

- dibujando el CTV en cada una de las fases y tomando como PTV la envolvente de todos.
- delineando el CTV sobre la imagen promedio de todas.
- delineando el CTV sólo en alguna/s fases del ciclo y administrar el tratamiento sólo cuando el paciente se encuentre en esas fases: "gating", o "seguir" al tumor en su movimiento mientras se está irradiando: "tracking".

En el capítulo de 9 de este documento, se describen detalladamente estas técnicas de IGRT 4D.

5. Procedimientos de trabajo utilizando IGRT

Los procedimientos de trabajo se pueden clasificar en dos grandes grupos: protocolos ONLINE y protocolos OFFLINE.

A continuación se describen distintos procedimientos en los que se supone que las correcciones se realizan con movimientos de mesa, pero es aplicable a otro tipo de correcciones, como pueden ser: modificación del ángulo del colimador (Di Yang *et al.* 1998), desplazamiento de las mandíbulas y láminas, giro del cabezal, etc.

5.1. Protocolo ONLINE

Se verifica y corrige la posición en cada sesión y minimiza, por tanto, desviaciones sistemáticas e incertidumbres aleatorias.

Si se tiene en cuenta el movimiento interfacción y se corrige la posición inmediatamente antes del tratamiento, el margen tendrá que incluir las incertidumbres del movimiento intrafracción.

Si se aplican técnicas de corrección de la posición durante la irradiación, el margen se puede estimar a partir de la incertidumbre del proceso de verificación y corrección de la posición.

5.2. Protocolos OFFLINE

Se verifica la posición registrando las desviaciones durante un número de días en los que se trata sin realizar corrección. Del análisis a posteriori de los datos, se toma la decisión de modificar o no en fracciones siguientes la posición, con objeto de reducir las desviaciones sistemáticas.

Hay varios protocolos en los que se ha analizado la repercusión que pueden tener en los márgenes, sobre muestras muy amplias de pacientes (~2000). Los que se comentan a continuación parten de la base de que las correcciones se realizan con desplazamientos de mesa, pero son aplicables también a rotaciones de ésta.

SAL (Bel *et al.* 1993): *Shrinking Action Level*. Se adquiere información de los desplazamientos durante un número de días y se corrige la posición en las siguientes sesiones si el promedio de los desplazamientos registrados, supera un umbral.

NAL (de Boer *et al.* 2001): *No Action Level*. Se adquiere información de los desplazamientos un número determinado de días y se corrige la posición en el resto. No hay umbral para la corrección.

La desviación residual es del mismo orden en un protocolo NAL o SAL, según resulta de los estudios estadísticos y corroborados por simulaciones de Monte Carlo por de Boer *et al.* 2001.

En el procedimiento NAL no hay nivel de acción, requiere menos carga de trabajo y es más fácil de ejecutar. Por lo tanto es el que se va a describir.

5.2.1. OFFLINE NAL

Parte de la suposición de que la componente no aleatoria del desplazamiento se mantiene invariable en todo el tratamiento y se puede hacer una buena estimación de ella con muy pocas sesiones. Así, se disminuye la desviación en una fase muy temprana de la terapia.

Se registran los desplazamientos en los primeros 2, 3 o 4 días del tratamiento y en el resto de se corrige la posición en una cantidad igual y opuesta al promedio de estos desplazamientos.

$$C_p^{NAL}(p) = 0 \quad \text{si } f \leq N_m \quad (11)$$

$$C_p^{NAL}(p) = -\langle d(p, f) \rangle_{N_m} \quad \text{si } f > N_m \quad (12)$$

con:

C_p^{NAL} Corrección en el desplazamiento del protocolo NAL

f Número de fracción

N_m Número de fracciones en las que se hace registro

Según demuestra de Boer (de Boer *et al.* 2001), la desviación sistemática de la población, siempre que el número inicial de días sin corregir sea bajo y que las incertidumbres asociadas al registro y corrección sean pequeñas, queda reducido a:

$$\Sigma_{NAL} \approx \frac{\sigma}{\sqrt{N_m}} < \Sigma$$

si $N_f > 10$; $1 < N_m < 5$; $\sigma_{\text{registro}} < 1 \text{ mm}$; $\sigma_{\text{mesa}} < 1 \text{ mm}$.

Σ_{NAL} Dispersión sistemática residual de una población tratada con protocolo NAL.

Los protocolos detallados hasta ahora, corrigen los errores sistemáticos, en lo que se denomina, primer estado, a diferencia de la verificación y, o, seguimiento, con o sin correcciones adicionales, que se denomina segundo estado.

5.2.2. OFFLINE NAL+COVER (de Boer *et al.* 2002)

Se verifica la corrección NAL para detectar equivocaciones en su ejecución, si las hubiera. De no ser así, se introduce una desviación indeseable en el resto del tratamiento.

El primer día que se realiza la corrección NAL se hace la verificación y si la desviación obtenida es menor que un valor umbral, se continúa con este protocolo.

En caso contrario, se investiga la causa que hace superar el umbral y si es posible, se subsana. De no ser así, se verifica de nuevo al día siguiente para descartar el carácter aleatorio de dicha desviación. Si se supera de nuevo el umbral, el procedimiento NAL se inicia de nuevo.

De Boer *et al.* recomiendan utilizar en un protocolo NAL+COVER, un valor umbral de $T = 3\sigma$.

Con este valor se añade:

- Muy poca carga de trabajo a la del procedimiento NAL: poco más de una adquisición más por paciente, en promedio.
- Alta eficiencia de detección.

5.2.3. OFFLINE eNAL (de Boer *et al.* 2007)

Es una extensión del protocolo NAL, en la que se añade verificación semanal, y corrección en todas las fracciones siguientes a la primera verificación semanal. La modificación puede ser una cantidad constante o creciente con la fracción.

De este modo se pueden detectar y corregir desviaciones no estocásticas que surjan en algún momento del tratamiento, tanto de forma brusca como gradual. Éstas pueden deberse, por ejemplo, a cambios de anatomía repentinos del paciente, o paulatinos, por la respuesta de los tejidos a la radiación.

Extendiendo la expresión del desplazamiento, para un paciente p en la fracción f de su tratamiento:

$$d(p, f) = S(p) + r(p, f) + t(p, f) \quad t(p, 1) = 0 \quad (13)$$

con:

$t(p, f)$: Variación interfracción sistemática añadida. Depende del paciente y de la fracción.

$t(p, f) = 0$ en pacientes sin tendencias temporales ni repentinas.

La corrección eNAL es igual a la corrección NAL, hasta la sesión siguiente a la primera verificación semanal. Desde esta sesión, hasta cuatro sesiones después inclusive, (suponiendo tratamientos de 5 días por semana), la corrección es diaria y en una cantidad que se considera linealmente creciente con la fracción. Las correcciones que se han de ejecutar diariamente, se pueden obtener mediante el ajuste a una recta por mínimos cuadrados de los desplazamientos registrados, en función de la sesión.

Con cada verificación semanal se actualizan las correcciones a realizar hasta la siguiente adquisición, añadiendo los nuevos desplazamientos registrados para reajustar la recta.

Además del procedimiento de corrección elegido, el tipo de técnica de radioterapia guiada por la imagen que se utilice condicionará la magnitud de la incertidumbre global. Enfatizamos la importancia que tiene conocerla para optimizar los tratamientos.

ORL CONTROL DEL POSICIONAMIENTO EN EL TRATAMIENTO.										
PACIENTE:										
ID:				Medico:						
Técnica:				Fisico:						
					Desplazamientos mesa					
Fecha	Sesión				X	Y	Z			
					mm	mm	mm			
		CBCT glánc y punto isocentro			0.4	0.2	-0.1			
Fecha	Sesión (n°)	Correcciones isocentro (mm)			CBCT	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)		
		x	y	z						
	2				SI	0.2	0.7	-0.2		
	3				SI	0.7	0.2	-0.5		
	4				SI	0.4	0.3	0.1		
	5	Pintar isocentro corregido en			SI	0.5	0.1	-0.2		
	6				SI	0.4	0.2	0.1		
	7				SI	0.3	0.3	0.1		
	8	Pintar isocentro corregido en			SI	0.1	-0.1	0.2		
	9				NO					
	10									
	11									
	12									
	13									
	14									
	15									
	16									
	17									
	18									
	19									
	20									
	21				SI					
	22									
	23									
	24									
	25									
	26									
	27									
	28									
	29									
	30				SI					
	31									
	32									
	33									
	34									
	35									

Figura 2. Ejemplo de sistematización de un procedimiento OFFLINE. Hoja de cálculo con pautas a seguir en el Hospital Ramón y Cajal en cada una de las sesiones de un tratamiento con umbral $T = 3\sigma$. Las correcciones se realizan con desplazamientos de mesa. El umbral $T = 0.3$ cm, se obtiene a partir del análisis poblacional y puede ser distinto para cada dirección. En este caso se ha elegido con criterio conservador, como umbral $T_x = T_y = T_z = 3\sigma_x$, siendo $\sigma_x \sim 0.1$ cm, $\sigma_x < \sigma_y < \sigma_z$.

6. Referencias y bibliografía

- [1] BEL A, VAN HERK M, BARTELINK H, LEBESQUE JV. A verification procedure to improve patient setup accuracy using portal images. *Radiother Oncol* 1993; 29: 253-60.
- [2] BIJHOLD J., LEBESGUE JV, HART AM, VILBRIEF RE. Maximizing setup accuracy using portal images as applied to conformal boost technique for prostate cancer. *Radiother Oncol* 1992; 24: 261-71.
- [3] BOER HC DE, HEIJMEN BJ. A new approach to off-line setup corrections: combining safety with minimal workload. *Med Phys* 2002; 29(9): 1998-2002.
- [4] BOER HC DE, HEIJMEN BJ. A protocol for the reduction of systematic patient set-up errors with minimal portal imaging workload. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001; 50 (5): 1350–65.
- [5] BOER HC DE, HEIJMEN BJ. eNAL: An extension of the NAL setup correction protocol for effective use of weekly follow-up measurements. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 67(5): 1586-95.
- [6] ENTIDAD NACIONAL DE ACREDITACIÓN. Criterios Específicos de Acreditación. Expresión de la incertidumbre de medida en las calibraciones. CEA-ENAC-LC/02. Rev. 1: 1998.
- [7] DI YANG D, VIAJA E, JAFFRAY D, WONG J, *ET AL*. The use of adaptive radiation therapy to reduce setup error: a prospective clinical study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 41: 715-20.
- [8] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50. Bethesda, Maryland 1993.
- [9] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 62. (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, Maryland 1999.
- [10] INTERNATIONAL COMMISSION OF RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). ICRU Report 83. Geneva, Switzerland 2010.
- [11] MAGERAS GS, MECHALAKOS J. Planning in the IGRT Context: closing the Loop. *Semin Radiat Oncol* 2007; 17: 268-77.

- [12] MC KENZIE A, VAN HERK M, MIJNHEER B. Margins for geometric uncertainty around organs at risk in radiotherapy. *Radiother Oncol* 2002; 62(3): 299-307.
- [13] Real Decreto por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia de 1998, BOE No 206: 29383-29394.
- [14] Sociedad Española de Física Médica, Curso Fundamentos de Física Médica. Baeza 2010, Conceptos básicos de la medida. Tema 6, Módulo 1 "Medida de la radiación".
- [15] STROOM JC, BOER HC DE, HUIZENGA H, VISSER AG. Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 43 (4): 905–19.
- [16] STROOM JC, HEIJMEN BJ. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. *Radiother Oncol* 2002; 64: 75–83.
- [17] VAN HERK M. ERRORS AND MARGINS IN RADIOTHERAPY. *Seminars in Radiat Oncol* 2004; 14 (1): 52-64.
- [18] VAN HERK M, REMEIJER P, RASCH C, LEBESGUE J. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol B Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 47(4): 1121-35.

Capítulo 3: Sistemas basados en ultrasonidos

Sistemas basados en ultrasonidos

1. Descripción del sistema

1.1. Introducción histórica

El mundo de los ultrasonidos nace en 1880 cuando los hermanos Pierre y Jacques Curie descubren el efecto piezoeléctrico. Este efecto consiste en la producción de un potencial eléctrico cuando se ejerce presión sobre algunos cristales; posteriormente ambos hermanos, demostraron que los cristales se pueden deformar aplicando cierto potencial y produciendo ondas sonoras inaudibles (frecuencia mayor que 20 KHz) llamadas ultrasonidos.

En 1937, Sergei Sokolov inventa un sistema para producir imágenes mediante ultrasonidos

En 1947, Douglas Howry detecta estructuras de tejidos blandos al examinar los ultrasonidos reflejados en distintas interfases.

En 1951, aparece el ecógrafo compuesto, en el que un transductor móvil producía varios haces ultrasónicos.

En los años 50 el uso de frecuencias cada vez más altas y tiempos de pulso cada vez más cortos permitió mejorar la resolución y sensibilidad de los equipos.

En 1952, Howry y Bliss publican imágenes bidimensionales de un antebrazo en vivo (Modo B de los ecógrafos), Wild y Reid imágenes de un carcinoma de mama, de un tumor muscular y de un riñón sano.

En 1957, se inician los estudios obstétricos a partir de los ecos procedentes del feto.

En 1959, Satomura evalúa el flujo de las arterias mediante el efecto Doppler ultrasónico.

En 1963, un grupo de urólogos japoneses realizan exámenes ultrasónicos de la próstata en modo A.

En 1968 aparece el primer escáner que realmente producía imágenes en tiempo real con una resolución aceptable.

En 1969 aparecen los primeros transductores transvaginales y transrectales, bidimensionales.

En 1969 Fernando Bonilla se convierte en el pionero en la investigación y estudio de la ecografía en España.

En 1970, Kratochwill inicia la utilización de la sonda transrectal para valorar la próstata.

En 1971 se introduce la escala de grises y es cuando el uso de los ultrasonidos se extiende ampliamente para el diagnóstico clínico.

En 1983, Aloka introduce el primer equipo de Doppler a color que permitió ver el flujo sanguíneo.

En 1989 se desarrolla en Japón un sistema de visualización de imágenes en 3D.

En 1993, Troccaz y colaboradores, publican unos resultados experimentales en los que se mide la posición de la próstata, justo antes de la irradiación para el tratamiento del carcinoma. Se inicia la IGRT por ultrasonidos.

En el año 2000 aparecen los sistemas ópticos por infrarrojos para el seguimiento de la sonda ultrasónica y posterior reconstrucción y fusión de imágenes.

En la actualidad varias marcas comerciales ofrecen dispositivos para la realización de IGRT mediante ultrasonidos con sondas para múltiples localizaciones.

1.2. Justificación

Los sistemas de localización y alineación mediante ultrasonidos se desarrollaron para ser utilizados en la colocación de los pacientes con tratamientos de radioterapia externa sobre órganos que son fácilmente identificables mediante imágenes ultrasónicas.

Los sistemas de radioterapia guiada por la imagen, basados en ultrasonidos, se caracterizan por ser independientes de la unidad de tratamiento y por tanto, tienen cierto grado de portabilidad que permite que un único sistema sirva para varias unidades de tratamiento ubicadas en distintas salas. Pueden ser instalados posteriormente a la puesta en marcha de la unidad de tratamiento, y suelen ser más económicos que otros sistemas de IGRT. Por otro lado, como se verá más adelante, no añaden efectos secundarios a los pacientes y pueden utilizarse tantas veces como se considere necesario sin temor a sobrepasar ningún límite.

1.3. Descripción del funcionamiento

Los sistemas de IGRT por ultrasonidos, están compuestos básicamente de un aparato de ultrasonidos o ecógrafo y un dispositivo mecánico u óptico que permite conocer la posición de la sonda del ecógrafo que toma la imagen de los órganos de interés; posteriormente un sistema informático sitúa sobre estas imágenes los contornos de los órganos y el isocentro de la planificación, e informa de los desplazamientos que se deben realizar para que las imágenes planificadas y las de la posición real se superpongan, y así obtener más exactitud en la administración de la dosis absorbida.

En la actualidad existen varios sistemas de IGRT mediante ultrasonidos entre los que destacan:

Sistema BAT de la firma NOMOS, SON ARRAY que comercializaba VARIAN, I-BEAM de CMS y RESTITU fabricado por RESONANT MEDICAL (Figuras 1, 2, 3 y 4). Las compañías CMS y RESONANT Medical fueron adquiridas por la empresa ELEKTA dejando en el mercado el sistema *Clarity® Soft Tissue Visualization* muy similar al sistema RESTITU.



Figura 1. Equipo Bat. Cortesía de IMOR.



Figura 2. Equipo SonArray. Cortesía de Varian.



Figura 3. Equipo I-Beam. Cortesía de Elekta.



Figura 4. Equipo Restitu. Cortesía de Elekta.

2. Ultrasonidos

Las ondas sonoras, son ondas de presión compuestas por ciclos de altas y bajas presiones en las que el medio sufre compresiones y rarefacciones respectivamente (Figura 5). Las ondas sonoras audibles son las que el oído humano puede percibir y se encuentran en la franja entre los 20 y 20.000 Hz.

En la figura 5 se representa la naturaleza ondulatoria del sonido en el que los máximos de intensidad coinciden con compresiones del medio donde se propaga y los mínimos con rarefacciones o distensiones del medio.

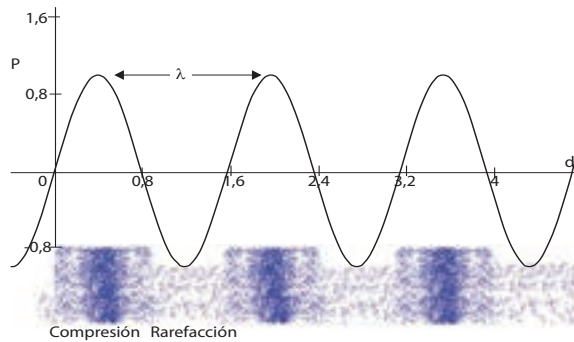


Figura 5. Representación gráfica de las ondas sonoras.

Se define como ultrasonidos, los sonidos por encima del límite superior de frecuencia audible para el ser humano, por tanto, las frecuencias superiores a 20 kHz. Los ultrasonidos de uso médico se encuentran en la franja de frecuencias entre 1 MHz y 30 MHz (Figura 6).

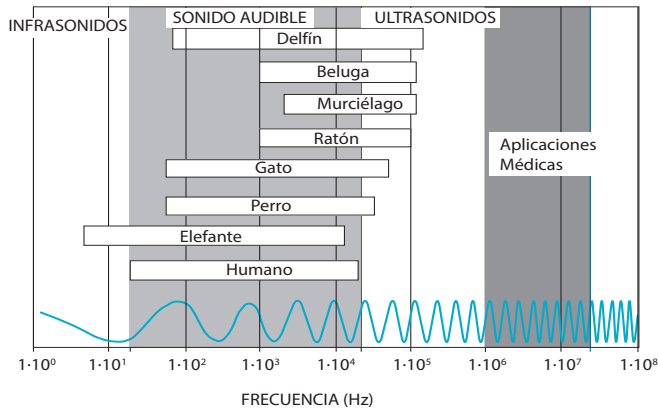


Figura 6. Espectro sónico.

Las ondas sonoras no existen en el vacío y su propagación en medios gaseosos es muy pobre porque las moléculas están muy separadas. La proximidad de las moléculas hace que las ondas sonoras se propaguen más rápidamente, así materiales densos como huesos y metales son excelentes transmisores del sonido. La velocidad de propagación del sonido en los tejidos blandos es de aproximadamente 1540 m/s. Por el contrario, los pulmones e intestinos, al contener aire, son malos conductores del sonido y no pueden ser visualizados mediante aparatos de ultrasonidos; igualmente, al no transmitir bien el sonido, estructuras detrás de estos órganos, no pueden visualizarse. También, por este motivo, será necesario interponer un gel o agua entre el transductor (emisor de ondas sonoras) y el paciente, para evitar que haya una capa de aire.

Los ultrasonidos se producen mediante la vibración de un cristal que cambia de forma cuando se le aplica una señal eléctrica. El cristal se encuentra encapsulado adoptando distintas formas según el uso que se le vaya a dar. A este dispositivo que contiene el cristal, se le llama sonda del ecógrafo o transductor.

En la figura 6 se representa (en color gris) la franja o zona del espectro sónico correspondiente a las frecuencias de ultrasonidos utilizadas habitualmente en aplicaciones médicas (de 1 MHz a 30 MHz) así como la zona audible de algunos animales en relación al oído humano.

2.1. El principio pulso-eco

Cuando el cristal del transductor es excitado eléctricamente, cambia de forma y vibra produciendo un pulso de sonido que se propaga a través de los

tejidos. El cristal emite durante un instante y espera el retorno del eco reflejado por las estructuras que se encuentran en el plano del haz de sonido. Cuando el eco es recibido por el cristal, otra vez vibra y genera una tensión eléctrica cuya intensidad depende de la intensidad del pulso de sonido recibido.

Para generar la imagen en 2 dimensiones, el proceso de emisión y recepción de ecos se repite a lo largo de varias líneas adyacentes y un dispositivo se encarga de convertir cada línea de pulso-eco en un tono de gris para mostrarlo como imagen. El negro indica que no hay eco, véase la figura 7.

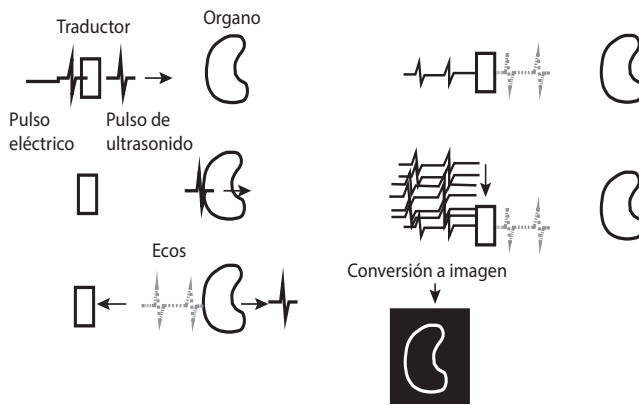


Figura 7. Generación de la imagen.

2.2. Parámetros físicos de los ultrasonidos

- **Amplitud de la presión acústica** ($P [dB]$): en la fase de compresión se produce un aumento de presión con respecto a la presión atmosférica, típicamente de un orden de magnitud superior. Al máximo incremento de presión con respecto a la presión atmosférica se le llama "Amplitud de la presión acústica" o simplemente "Presión acústica". Se mide en decibelios y determina el nivel de presión que realiza la onda sonora en relación a un nivel de referencia que corresponde a una presión de 20 micropascales en el aire.
- **Velocidad del sonido** ($c [m/s]$): espacio recorrido por la onda por unidad de tiempo. Depende del medio en el que se propaga.

- **Módulo de compresibilidad** (B [$\text{kg}/\text{m} \times \text{s}^2$]): cociente entre la amplitud de la presión acústica y la disminución relativa de volumen:

$$B = -\frac{\Delta P}{\Delta V/V} \quad (1)$$

- **Frecuencia** (f [Hz]): ciclos de altas o bajas presiones por unidad de tiempo.
- **Longitud de onda** (λ [m]): distancia entre dos puntos de máxima presión consecutivos. Viene dada por:

$$\lambda = \frac{C}{f} \quad (2)$$

- **Intensidad acústica** (I [W/m^2]): potencia emitida por el foco por unidad de área.

Impedancia acústica (Z [rayl]): producto entre la velocidad de la onda y la densidad ρ del medio donde se propaga.

$$Z = c \times \rho \quad (3)$$

con $1 \text{ rayl} = 1 \text{ N} \times \text{s} \times \text{m}^{-3}$ o $1 \text{ kg} \times \text{m}^{-2} \times \text{s}^{-1}$

Las ondas al transmitirse en un medio, son reflejadas en la interfase entre dos zonas de distinta impedancia.

3. Sistema óptico de posición

No sería posible realizar radioterapia guiada por la imagen si las imágenes obtenidas con el ecógrafo no se pudieran situar en el espacio en relación con el isocentro de la unidad de tratamiento. En este sentido, las sondas de los ecógrafos tienen en sus empuñaduras una distribución de esferas reflectantes de rayos infrarrojos o, directamente pequeños emisores de infrarrojos que al ser captados por unas cámaras, permiten conocer la orientación y posición de las imágenes obtenidas. Otros sistemas habían utilizado un brazo mecánico articulado con el que se podía conocer la posición del isocentro, ejes de coordenadas y en última instancia, la posición de las imágenes. Estos sistemas, con tendencia a desaparecer, obligan a poner el carro del equipo que sustenta el brazo en una posición determinada de la sala, fija para todos los estudios, lo que no ayuda a alcanzar la precisión deseada y lo hace incómodo de usar.

Los sistemas ópticos de posición (Figura 8), consisten en unos emisores de infrarrojos y un par de cámaras fijas en la sala de tratamiento con posición relativa conocida. Por lo general, se sitúan en el techo de la sala, centradas en el eje de giro del brazo y dirigidas hacia el isocentro de la unidad de tratamiento.

El funcionamiento consiste en que los rayos infrarrojos emitidos desde la empuñadura de la sonda (o reflejados por las esferas reflectantes, según el sistema empleado) son captados por las cámaras que después de procesar la señal recibida determinan la posición de las esferas en relación a un sistema de referencia propio del sistema. Por otro lado, conociendo la posición relativa de cada una de las esferas de la empuñadura de la sonda, el sistema utiliza el proceso de calibración para determinar las transformaciones (traslaciones y rotaciones) requeridas para convertir un punto dado en la imagen ultrasónica en una coordenada 3D definida por el isocentro de la sala de tratamiento. Finalmente, una vez conocida la orientación del transductor y de las imágenes obtenidas, el sistema informático lo muestra en una pantalla.



Figura 9. Esferas reflectantes del sistema BAT.



Figura 10. Emisores del sistema RESTITU.

Durante el uso clínico del equipo, si en una sesión de tratamiento se requiere mover al paciente para corregir la posición de los órganos respecto del isocentro, se utiliza el dispositivo de seguimiento de la mesa. El dispositivo de seguimiento de la mesa consiste en una barra rígida con una o dos articulaciones, que por un extremo se fija a la mesa y por el otro tiene una distribución de esferas reflectantes o emisores de infrarrojos que permiten al sistema conocer su posición y el valor de los desplazamientos que sufre en cualquier dirección cuando se mueve la mesa. El sistema indica el valor y sentido de los desplazamientos que es necesario realizar al paciente e informa cuando se ha alcanzado la posición correcta (Figura 11).

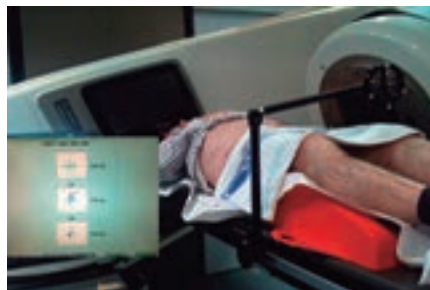


Figura 11. Corrección de la posición del paciente.

La aplicación de la técnica de IGRT mediante ultrasonidos es más usual para la localización y tratamiento de la próstata, pero también se puede utilizar para las cavidades en la mama tras tumorectomía, hígado y páncreas, según la información de algunas casas comerciales.

En algunos estudios, se publica que las diferencias observadas en localizaciones realizadas mediante un sistema CT o localizaciones mediante el uso de sistemas de ultrasonidos, no son estadísticamente significativas en la dirección lateral y aparecieron diferencias sistemáticas en las direcciones cráneo-caudal y AP pero con valores inferiores a 1 mm, resultado que no es clínicamente relevante (Feigenberg *et al.* 2007)

4. Maniquíes

Los maniquíes son objetos de prueba que simulan tejido biológico y se emplean para la realización de las pruebas de control de calidad del sistema. En principio, deberían ser objetos que no varíen en el tiempo por lo que los parámetros obtenidos con él inicialmente, como los relativos a posiciones o los relativos a imágenes, se deberían poder reproducir en cualquier momento. De esta forma, la comparación de dichos parámetros con los aceptados inicialmente como de referencia, permitirá determinar si el equipo está en condiciones de ser utilizado o ha sufrido variaciones que deban ser corregidas. Suelen tener forma de bloque cuyo interior está formado por un material que simula las propiedades acústicas de tejido biológico y que contiene unos objetos de prueba con posiciones, dimensiones y características de atenuación conocidas (Figuras 12, 13 y 14).



Figura 12. Maniquí del sistema BAT.



Figura 13. Maniquí del sistema RESTITU.

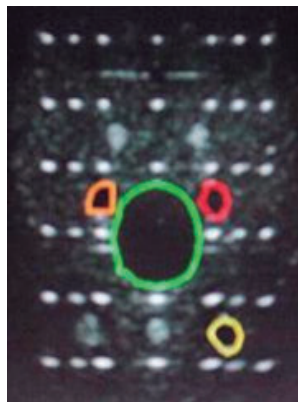


Figura 14. Interior de un maniquí.

El exterior del maniquí suele llevar unas marcas y escalas graduadas para centrarlos en la sala de tratamiento con ayuda de los láseres y de esta forma colocar un punto conocido por el sistema sobre el isocentro. De esta forma, mediante el proceso de calibración el sistema reconocerá la posición del isocentro respecto a la sala de tratamiento y el sistema de coordenadas propio del equipo.

El problema que presentan los maniquíes, es que el material que contienen están compuestos en gran medida por agua y por tanto existe la posibilidad de que se deshidraten, produciendo variaciones en la velocidad de propagación

del sonido y en el coeficiente de atenuación (BAT User Manual, revisión 2006, Millán et al. 2003) así como variaciones en la forma y posición de los objetos de control en el interior con lo que la imagen obtenida podría estar distorsionada y no corresponder con la imagen de referencia.

En este capítulo se propone alguna prueba para el control del maniquí, debido a la falta de estabilidad que presenta con el tiempo.

5. Seguridades y condiciones de funcionamiento

Como cualquier equipo utilizado en el diagnóstico o tratamiento de pacientes, la garantía de calidad de todo proceso exige que antes de su utilización, la empresa suministradora lleve a cabo las pruebas de aceptación, se establezca un estado de referencia y un control periódico del funcionamiento del equipo.

A continuación, se describen las pruebas técnicas con las que se realiza dicho control de calidad y los ajustes que se derivan de estas pruebas. Las pruebas correspondientes a este apartado y las correspondientes a la geometría del sistema se han adaptado, para hacerlas de uso general, de las propuestas en los manuales de los fabricante. En las pruebas correspondientes al control de calidad de imagen, puesto que se tratan de imágenes ecográficas, se han seguido las recomendaciones del grupo de trabajo 128 de la AAPM (AAPM TG 128, 2008).

5.1. Verificación del ordenador, monitor, carro de transporte y dispositivo de seguimiento de la mesa

Objetivo

Inspeccionar el sistema para mantener en buenas condiciones de orden y limpieza el cableado y equipo informático, de forma que se pueda desplazar el equipo de manera práctica y ser utilizado en un entorno adecuado y a la vez permita detectar más fácilmente cualquier anomalía, defecto o vicio que presente el sistema y subsanar posibles fallos.

Conviene en este apartado hacer mención del dispositivo de seguimiento de la mesa, ya que sólo se utiliza cuando, durante el uso clínico, se requiere mover al paciente. La utilidad de este dispositivo es conocer la posición inicial en la que se encuentra la mesa para, posteriormente indicar al operador los desplazamientos que debe realizar en cada dirección y avisarle de cuándo han sido alcanzados.

Material	Elementos de limpieza (paños, papel, jabón neutro). Dispositivo de seguimiento de la mesa.
Método	<p>Inspeccionar las condiciones de los cables del ordenador y monitor para asegurar que no están estropeados.</p> <p>Comprobar que el carro que transporta el sistema, se maneja fácilmente y que las ruedas se mueven y frenan adecuadamente.</p> <p>Inspeccionar y mantener en condiciones el resto de sistemas auxiliares como, sistemas de alimentación ininterrumpida (SAI), impresoras, discos externos, puertos de conexión a redes, etc. Así mismo, mantener en buenas condiciones el equipo de ultrasonidos (ecógrafo interno) si es accesible.</p> <p>Comprobar que las señales audibles se oyen adecuadamente y, si procede, funciona correctamente el control del volumen.</p> <p>Revisar que las sondas no están deterioradas con cristales dañados o grietas en su superficie.</p> <p>Limpiar la pantalla con un trapo humedecido (pero muy escurrido) en agua con jabón neutro y aclarar con un trapo seco.</p> <p>Comprobar que las articulaciones del dispositivo de seguimiento están perfectamente fijas con el fin de que no haya posibilidad de que se mueva durante el uso con pacientes. Así mismo, inspeccionarlo para ver que no está estropeado ni tiene esferas reflectantes defectuosas.</p>
Periodicidad	Mensual.
Tolerancia	Funcional.

5.2. Verificación de la seguridad eléctrica

Objetivo	Comprobar que la derivación a tierra no tiene fugas y que el interruptor diferencial del que cuelga el equipo funciona correctamente. Por seguridad, se realizará de forma no invasiva.
Material	No es necesario material especial.

Método	Acceder al cuadro eléctrico del que cuelga el enchufe donde se conecta el equipo. Comprobar que funciona correctamente el interruptor diferencial correspondiente, cuando se pulsa el botón de prueba. Tener la precaución de no desconectar otros equipos controlados por el mismo interruptor diferencial.
Periodicidad	Mensual
Tolerancia	Funcional

5.3. Control del maniquí

Objetivo	Con los controles realizados sobre el maniquí de verificación, se pretende comprobar y garantizar que el maniquí está en las condiciones adecuadas para utilizarlo como referencia, y sobre el que poder realizar las distintas pruebas, que deben ser reproducibles en el tiempo.
Material	Maniquí para control de calidad. Balanza con rango apropiado y resolución de al menos 1 g.
Método	Inspección visual: verificar la correcta integridad física del maniquí, observando que no esté roto o deformado, que conserva sus marcas originales y que mantiene intactas sus posibles referencias ópticas. Verificar igualmente que todos sus accesorios se encuentran en perfecto estado. Control del peso: se debe pesar el maniquí (sin agua y sin adaptadores) con las referencias ópticas (esferas reflectantes o emisores de infrarrojos, si dispone de ellos) y comprobar que la variación respecto al peso original es inferior al 1 %. Un efecto habitual es que varíe su peso en 1 g /año (Figura 15). Cuando la variación del peso supere el 1 % no es necesario desechar el maniquí, simplemente se deberá realizar un nuevo escáner para adquirir los volúmenes de interés como si de un nuevo maniquí se tratase.
Periodicidad	Mensual
Tolerancia	En la prueba de control del peso, 1 % del peso original.



Figura 15. Control del peso.

6. Control de calidad de la geometría

A continuación, se sugiere una serie de pruebas, más o menos aplicables a cada uno de los sistemas de IGRT mediante ultrasonidos, dependiendo del sistema utilizado.

6.1. Calibración del dispositivo de seguimiento de la sonda ultrasónica

Sistema óptico

Como se comentaba en el apartado “Sistema óptico de posición”, en la introducción, las cámaras instaladas en la sala determinan la posición de los objetos que la empuñadura de la sonda permite visualizar y de las imágenes que la sonda capta. Pero previamente, el sistema requiere de dos pasos imprescindibles, uno es la realización de la calibración del sistema óptico y otro la asignación del isocentro.

Cuando la empuñadura con los emisores de infrarrojos se coloca sobre el maniquí en la posición que requiere el sistema, las cámaras captan la posición de esta y la posición del maniquí, de forma que determina la posición relativa de la sonda respecto a la posición del maniquí; nótese que no es necesario que el maniquí ocupe ninguna posición determinada, pues se trata de posiciones relativas. En particular, no es necesario que el maniquí esté en el isocentro. Por otro lado, la geometría del maniquí y de la empuñadora de la sonda, son

conocidas para el sistema por lo que con esta calibración, básicamente el sistema reconocerá la distancia y orientación de un punto de referencia de la sonda a un punto de referencia del maniquí.

Finalmente, mediante la prueba de asignación del isocentro que será el punto de referencia del maniquí, el sistema será capaz de reconocer la posición de la sonda en relación al isocentro de la sala de tratamiento.

Se realiza en la sala del acelerador con los dispositivos allí instalados, y debe hacerse cuando:

- El dispositivo de seguimiento, que está montado sobre la sonda, ha sido sustituido.
- Se ha sustituido algún elemento de este dispositivo (emisor o reflector).
- Los controles periódicos así lo indiquen.

Objetivo Fijar el sistema en el estado en que reconozca la posición y orientación de la sonda en relación al maniquí utilizado.

Material Maniquí para control de calidad.

Programa del equipo que registre la calibración.

Método Algunos sistemas disponen del software específico para la realización de esta prueba por lo que, en el momento que corresponda, se debería seguir las instrucciones dadas por el programa, pero en general se deberían seguir los siguientes pasos:

Realizar un TC al maniquí, con una separación máxima entre cortes de 3 mm.

Transmitir al sistema de planificación y contornear los objetos de control del interior del maniquí con la mayor exactitud posible.

Seleccionar como isocentro del plan el punto en el maniquí que permite identificarse con las marcas externas. Este punto se deberá hacer coincidir con el isocentro de la sala de tratamiento en la prueba de asignación del isocentro mediante el uso de las marcas externas del maniquí.

Enviar al sistema de IGRT de la sala donde se va a utilizar.

Abrir la aplicación correspondiente en el sistema (si la tiene) o:

- Crear un nuevo estudio para el maniquí, con un nombre que permita reconocer el momento en el que se realizó la calibración.
- Colocar el maniquí cerca del isocentro (no es necesario centrarlo con los láseres) de forma que:
 - Las cámaras puedan ver de forma continua los rayos infrarrojos provenientes del maniquí y la sonda.
 - Se pueda determinar la posición del dispositivo de seguimiento cuando la sonda se coloca en su adaptador y en cualquier ángulo.

Para la calibración, se realizan dos pruebas:

Orientación de la sonda

- Sirve para visualizar la orientación de la sonda, con la sonda colocada verticalmente sobre el maniquí, girarla de 0 a 360 grados y comprobar la posición que reconoce el sistema, al menos cada 45 grados.
- Si la detección del dispositivo se pierde, seguir las indicaciones del programa.

Alineamiento de la cara del dispositivo de seguimiento

- Permite al usuario alinear el dispositivo para cada una de las posiciones alcanzadas en la prueba "Orientación de la sonda", usando una imagen ultrasónica en vivo y superponiendo las estructuras del estudio sobre las imágenes, para posteriormente aceptar la superposición e incorporar así las posiciones de referencia en el sistema.

Periodicidad

Anual

Tolerancia

Para la medida de ángulos: $\pm 0.5^\circ$

Para la medida de longitudes: ± 1 mm

6.2. Verificación de la calibración

Una vez calibrado el sistema óptico de seguimiento, algunos sistemas tienen incorporado una aplicación que permite verificar la calibración realizada mediante un control para ver (pero no modificar) los alineamientos que se han archivado para el dispositivo.

Si no se dispone de esta aplicación para realizarla en este momento, la correcta calibración quedará comprobada al realizar las verificaciones diarias.

Objetivo	Comprobar la calibración de la sonda.
Material	Maniquí para control de calidad. Programa del sistema que permite la realización de esta prueba.
Método	Colocar, centrar y alinear, con las luces láser, el maniquí sobre la mesa del acelerador de forma que: <ul style="list-style-type: none">- Las cámaras puedan ver de forma continua los rayos infrarrojos provenientes del maniquí y la sonda.- Pueda determinarse la posición del dispositivo de seguimiento cuando la sonda se coloca en su adaptador y en cualquier ángulo. Acceder a la opción que permite observar el alineamiento realizado previamente. Comprobar que las estructuras almacenadas del alineamiento previo, coinciden con las estructuras de la imagen en vivo. Si se observa alguna deficiencia se debe calibrar de nuevo el sistema. Si el sistema no tiene esta opción específica de comprobación rápida, se debe proceder como en la prueba de control del sistema de coordenadas e isocentro.
Periodicidad	Trimestral
Tolerancia	Para la medida de ángulos: $\pm 0.5^\circ$. Para la medida de longitudes: ± 1 mm.

6.3. Asignación del isocentro

La asignación del isocentro consiste básicamente en decir al sistema que posición ocupa éste en la sala de tratamiento donde está instalado.

Todos los dispositivos, una vez calibrado el sistema óptico, son capaces de reconocer la posición de la sonda y del maniquí, pero, en un sistema de coordenadas intrínseco del propio sistema que es poco útil para el usuario al que le interesa que la posición y orientación de la sonda estén referenciadas al isocentro. De esta forma, se pretende poder situar los objetos de control del maniquí provenientes de la planificación, y los órganos contorneados en su debido momento, en la posición que deben ocupar en la sala de tratamiento.

Esta calibración es sencilla, ya que consiste en colocar el maniquí en el isocentro haciendo coincidir las marcas que posee con las crucetas o las luces láser que lo indican. A continuación, mediante la aplicación correspondiente, se captura esta posición y queda incorporada en el sistema como isocentro de la unidad y sala de tratamiento.

Algunos sistemas, al recapturar la posición del isocentro de nuevo, presentan la diferencia que ha detectado con la medida de la captura anterior, con lo que permite valorar si ha sufrido alguna desviación. Esta misma posibilidad permite realizar varias capturas sin mover el maniquí y observar las diferencias detectadas que, teóricamente, deberían ser cero y que, lógicamente, las fluctuaciones estadísticas y la resolución del sistema hacen que no sea así. Estas variaciones, observadas en sucesivas capturas de la posición del isocentro deben estar dentro del límite de tolerancia.

Objetivo	Asignar al sistema el isocentro en la sala de tratamiento, en relación al cual, se situarán los volúmenes de interés planificados.
Material	Maniquí para control de calidad. Programa del sistema que permite la realización de esta prueba.
Método	En este apartado es especialmente importante hacer coincidir el punto que las marcas externas del maniquí señalan como isocentro con el isocentro de la sala de tratamiento. Para ello, colocarlo, centrarlo y alinearlos con los láseres de la sala o con la cruceta del colimador del acelerador, sobre la mesa de tratamiento, haciendo uso de las marcas externas del maniquí, que indican el isocentro y que se usaron para hacer la planificación de la prueba calibración del dispositivo de seguimiento. Acceder a la pantalla específica para la captura y adquisición del isocentro. Salir de la aplicación y recolocar el maniquí de nuevo.

Comprobar, con la opción que lo permita o siguiendo el procedimiento de control diario, que el sistema reconoce correctamente la posición de isocentro.

Periodicidad	Anual
Tolerancia	Para la medida de longitudes: ± 1 mm

6.4. Control del sistema de coordenadas e isocentro

Esta prueba también se llama control de calidad diario del sistema ya que, con la única realización de ésta, permite al usuario determinar si el sistema está en condiciones de ser utilizado para uso clínico o se debe realizar algún ajuste.

En esta prueba se admite una tolerancia de 2 mm ya que en ella concurren una serie de factores subjetivos, como es el hecho de colocar el punto de referencia del maniquí en el isocentro (colocar, centrar y alinear) con la ayuda de los láseres de la sala (que probablemente ya tengan este grosor) y el que lo puedan realizar distintas personas de forma rápida y ágil.

Objetivo	El objetivo de esta prueba es doble, por un lado, comprobar con el uso el correcto funcionamiento de los equipos y programas que conforman el sistema. Por otro lado, comprobar que las estructuras e isocentro de un plan de referencia conocido (planificación realizada sobre el maniquí) se sitúan correctamente en la sala de tratamiento y coinciden con sus correspondientes imágenes en vivo.
Material	Maniquí para control de calidad. Programa del sistema que permite la realización de esta prueba.
Método	Consiste en usar el dispositivo tal como se haría con un paciente pero utilizando el maniquí para comprobar el correcto funcionamiento (Figura 16).

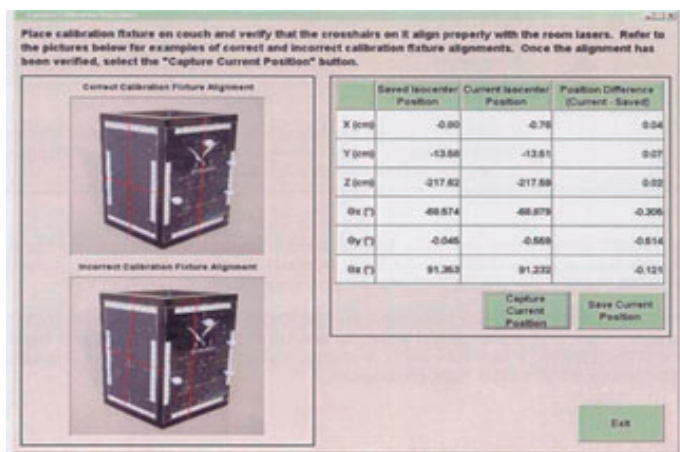


Figura 16. Pantalla específica para la determinación del isocentro.

Colocar, centrar y alinear con las luces láser, el maniquí sobre la mesa del acelerador. Realizar el alineamiento del maniquí usando el plan del maniquí apropiado, procediendo a través de la información del paciente y captura de imagen, detenerse en la pantalla de alineamiento.

Alinear con cuidado los contornos con las imágenes capturadas.

Registrar los desplazamientos observados en cada una de las direcciones del espacio.

Los desplazamientos deben ser inferiores a la tolerancia establecida.

Periodicidad Diaria

Tolerancia ± 2 mm en cualquier dirección.

6.5. Control de los desplazamientos

Objetivo Consiste en desplazar el maniquí una distancia conocida (por ejemplo 4 cm) de la posición correcta en una de las direcciones del espacio, para comprobar que el sistema detecta este desplazamiento y se ha de hacer el mismo desplazamiento en el sentido opuesto.

Material	Maniquí para control de calidad. Regla con resolución de 1 mm.
Método	Colocar, centrar y alinear el maniquí sobre la mesa del acelerador. Colocar la regla en la dirección del desplazamiento que se va a evaluar. Desplazar la mesa 4 cm en una de las tres direcciones, capturar la imagen y acceder a la pantalla de alineamiento. Ajustar las estructuras del maniquí a la imagen capturada y proceder a corregir el desplazamiento según las indicaciones del sistema. Mover la mesa para alcanzar un desplazamiento cercano a cero. Verificar que ahora las luces láser están bien alineadas. Repetir lo mismo para cada uno de los tres ejes.
Periodicidad	Diaria.
Tolerancia	En cada dirección del espacio ± 1 mm.

7. Control de calidad de la imagen

A continuación se proponen las pruebas de control de calidad de la imagen obtenida del ecógrafo, que contiene el sistema. La prueba 7.1 corresponde a la prueba de calidad de imagen que propone el fabricante de uno de los sistemas y el resto, por similitud, se han extraído y adaptado de las pruebas que el TG 128 (Pfeiffer *et al.* 2008) recomienda para el control de calidad de sistemas de ultrasonidos para braquiterapia de próstata. Así mismo, las tolerancias propuestas tienen su origen en dichas recomendaciones.

7.1. Verificación de la unidad de ultrasonidos

Objetivo	Consiste en comprobar, de forma cualitativa, que la calidad de la imagen obtenida por el ecógrafo interno del sistema se mantiene en las condiciones adecuadas para poder usar el sistema. Por otro lado, que los controles que permiten actuar sobre la calidad de la imagen, actúan correctamente.
Material	Maniquí para control de calidad. Regla con resolución de 1 mm.

Método	<p>Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.</p> <p>Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.</p> <p>Adquirir una imagen transversal y otra longitudinal del maniquí y guardarlas en un archivo informático para futuras comparaciones con otras imágenes obtenidas en iguales condiciones (Figura 17).</p> <p>Seleccionar y aplicar cada parámetro sobre el que se pueda actuar. Confirmar que la configuración cambia entre distintas selecciones.</p> <p>Ajustar los parámetros donde sea aplicable: profundidad de la imagen, ganancia, brillo, otros controles. No salvar los cambios, salvo que se desee modificar expresamente.</p>
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	N/A.

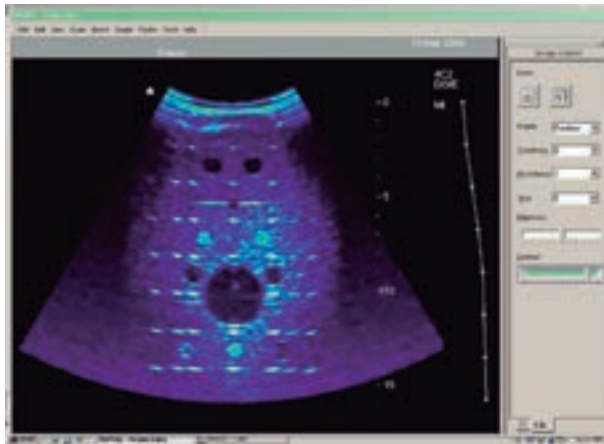


Figura 17. Pantalla para el ajuste de la imagen.

7.2. Visibilidad de la escala de grises

Objetivo	Muchos equipos tienen almacenada una cuña patrón de escala de grises que se puede utilizar para comprobar la consistencia de los niveles de gris en el equipo a lo largo del tiempo.
Material	Programa del sistema que permite realizar esta prueba.
Método	Localizar la imagen de la escala de grises. Variar el brillo hasta que se visualice el máximo número de pasos que se puedan contar (si la escala es discreta) o hasta que se visualice la máxima longitud de la escala (si ésta es continua). Anotar estos valores, el número de escalones o pasos visibles o la máxima longitud de la escala con la ayuda de la herramienta para medir distancias.
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	El número de pasos no debe variar en más de 2 en la escala discreta, o la longitud de la escala continua no debe variar más del 10 %.

7.3. Profundidad de penetración. Sensibilidad del ecógrafo

La sensibilidad del ecógrafo es el eco más débil que puede ser detectado y que se reproduce en el monitor lo suficientemente claro como para ser distinguido.

En el uso clínico, la sensibilidad se traduce como la máxima profundidad a la que se llega en la exploración de un paciente. La sensibilidad se ajusta variando la ganancia (amplificación de la señal recibida) o la potencia de salida.

Objetivo	Medir la sensibilidad del sistema que permite determinar a qué profundidad es visible un objeto de bajo contraste dentro del paciente. Así mismo, determinar posibles variaciones en la relación señal-ruido (SNR, "signal to noise ratio") que afectaría a la medida de la profundidad.
Material	Maniquí para control de calidad. Programa apropiado.

Método	<p>Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.</p> <p>Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.</p> <p>Usando las condiciones de exploración más habituales, seleccionar la opción que permita visualizar los objetos más alejados de la sonda. Los objetos más profundos empiezan a desaparecer cuando se alcanza la máxima profundidad de penetración.</p> <p>Medir esta distancia con la herramienta del programa que lo permita.</p>
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	Diferencia entre valor medido e inicial, inferior a 1 cm.

7.4. Uniformidad de la imagen

La falta de uniformidad en la imagen puede hacer pensar al usuario que haya heterogeneidades en un tejido cuando realmente no las hay.

La falta de uniformidad puede ser debida a (Millán 2009):

- Reverberaciones producidas por un mal acoplamiento entre el paciente y el transductor, o a otros artefactos.
- Problema de cristal roto en el transductor o mala conexión de los cables. Este problema suele producir rayas verticales en la imagen.
- Problemas con el *software* del ecógrafo o en el sistema de procesamiento de la imagen. Suele producir bandas horizontales cuando hay fallos en el enfoque.

Objetivo	Verificar que el grado de gris de la imagen de un medio homogéneo permanece constante en cualquier punto de esa imagen.
Material	<p>Maniquí homogéneo sin objetos de prueba o con una amplia zona homogénea.</p> <p>Programa apropiado.</p>
Método	Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.

Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.

Con el programa u opción adecuada, seleccionar una zona amplia para medir el valor medio del tono de gris correspondiente a esa imagen que será el valor de referencia.

Reducir el tamaño a un valor mínimo (pero compatible con una correcta ejecución de la prueba) de la zona seleccionada, y medir el valor medio del tono de gris correspondiente a la nueva área.

Repetir la medida en distintas zonas de la imagen con este nuevo tamaño seleccionado.

Periodicidad	Anual.
Tolerancia	El valor del tono de gris de cualquier zona de la imagen no debe diferir en más de un 10% del valor de referencia.

7.5. Resolución axial y lateral

La resolución del ecógrafo es el tamaño del objeto más pequeño que se pueda observar; también informa sobre la capacidad del ecógrafo para discernir objetos que tienen una posición muy cercana.

La resolución axial es la resolución del sistema en el eje de propagación del haz de ultrasonidos y depende fundamentalmente de la frecuencia de emisión del transductor. Cuanto mayor es la frecuencia mejor es la resolución obtenida.

La resolución lateral es la resolución del sistema en el eje perpendicular a la de la propagación del haz de ultrasonidos y depende de la profundidad, las características del foco y la ganancia del sistema.

Objetivo	Determinar el tamaño del objeto más pequeño que puede determinar el sistema, tanto en la dirección axial (dirección de eje del haz de ultrasonidos) como en la dirección lateral (perpendicular al haz) y comprobar que permanece constante a lo largo del tiempo.
Material	Maniquí para control de calidad. Programa apropiado.
Método	Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.

Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.

Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.

Localizar las filas y columnas de los pequeños objetos reflectores (puntos brillantes) en el interior del maniquí. Asegurarse de que el eje de haz es perpendicular a los filamentos que generan estos puntos. Congelar la imagen.

Utilizar la herramienta de medida del programa para medir la altura y la anchura del punto del eje del haz más cercano a la sonda y del punto más alejado. Si como es habitual, la sonda se ha colocado en dirección vertical emitiendo el haz de arriba abajo, la altura nos informará de la resolución axial y la anchura de la resolución lateral.

Registrar los valores medidos que deberán permanecer constantes en el tiempo.

Repetir el proceso tanto en una captura de imagen longitudinal como en una transversal.

Periodicidad

Anual.

Tolerancia

La resolución no debe variar más de 1 mm del valor de referencia.

7.6. Exactitud en la medida de la distancia axial

Objetivo

Comprobar que el sistema mide correctamente las distancias en la dirección del eje del haz de ultrasonidos y que permanece constante a lo largo del tiempo.

Material

Maniquí para control de calidad.

Programa apropiado.

Método

Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.

Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.

Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.

Alinear la columna de los filamentos reflectores (que debe tener el maniquí como objeto de prueba) en el centro de la imagen. Asegurarse de que el eje de haz es perpendicular a los filamentos. Si el maniquí contiene un único filamento en dirección al eje del haz, utilizar este para la prueba. Congelar la imagen.

Utilizar la herramienta de medida del programa para medir la distancia que separa el filamento más proximal y el más distal o la longitud del filamento si es el único que tiene el maniquí.

Calcular el valor absoluto y relativo de la diferencia entre la distancia medida y la de referencia.

Periodicidad Anual.

Tolerancia La diferencia entre el valor medido y de referencia debe ser menor que 2 mm o menor que 2 %.

7.7. Exactitud en la medida de la distancia lateral

Objetivo Comprobar que el sistema mide correctamente las distancias de un lado al otro del eje de haz de ultrasonidos y que permanece constante a lo largo del tiempo.

Material Maniquí para control de calidad.
Programa apropiado.

Método Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.

Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.

Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.

Visualizar la fila de filamentos u objetos de prueba en el centro de la imagen. Asegurarse de que el eje del haz es perpendicular a los filamentos. Congelar la imagen.

Utilizar la herramienta de medida del programa para medir la distancia que separa el objeto más lateralmente a la derecha y el de más a la izquierda.

Calcular el valor absoluto y porcentual de la diferencia entre la distancia medida y la de referencia.

Periodicidad Anual.

Tolerancia La diferencia entre el valor medido y de referencia debe ser menor que 3 mm o menor que 3 %.

7.8. Ancho del haz. Resolución en elevación

La resolución en elevación, depende del grosor del haz de ultrasonidos, que depende a su vez del foco.

Objetivo Determinar el ancho del haz de ultrasonidos y comprobar que la resolución en elevación permanece constante.

Material Maniquí para control de calidad con plano inclinado de 45°.

Programa apropiado.

Método Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.

Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.

Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.

Visualizar la imagen correspondiente a la franja que forma el plano de 45°. La altura visualizada corresponderá a la anchura del haz. Congelar la imagen.

Utilizar la herramienta de medida del programa para medir la altura de la franja (distancia entre el borde superior e inferior).

Calcular el valor relativo de la diferencia entre la distancia medida y la de referencia.

Periodicidad Anual.

Tolerancia	La diferencia entre el valor medido y de referencia debe ser menor que 3 %.
-------------------	---

7.9. Zona muerta

La zona muerta es la distancia existente entre la superficie del transductor y las primeras señales de eco que forman una imagen real que se pueda visualizar en la pantalla. La vigilancia de este parámetro permite controlar que no se ha deteriorado la sonda o el sistema que controla la emisión de pulsos.

Objetivo	Determinar la altura de la zona muerta y comprobar que permanece constante.
Material	Maniquí para control de calidad. Programa apropiado.
Método	Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema. Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen. Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros. Localizar y ajustar la visibilidad del primer objeto de prueba más cercano al transductor. Utilizar la herramienta de medida del programa para medir la distancia de la parte superior de la imagen (la más cercana a la sonda) al objeto localizado. Calcular el valor relativo de la diferencia entre la distancia medida y la de referencia.
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	La diferencia entre el valor medido y de referencia debe ser menor que 3 %.

7.10. Visualización de estructuras pequeñas

Objetivo	Estudiar la capacidad del sistema para detectar y representar estructuras de distintos tamaños y diferentes densidades, a distintas profundidades. Para esto, se
-----------------	--

	<p>utilizan maniqués que contienen pequeñas estructuras llamadas anecoicas (que no producen ecos) y que se visualizan como círculos oscuros</p>
Material	<p>Maniquí para control de calidad.</p> <p>Programa apropiado.</p>
Método	<p>Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.</p> <p>Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.</p> <p>Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.</p> <p>Localizar la imagen en la que se visualizan los círculos oscuros.</p> <p>Utilizar la herramienta de medida del programa para medir el ancho del objeto más grande y más pequeño de la primera fila y el más grande y más pequeño de la última fila.</p> <p>Calcular el valor relativo de la diferencia entre el ancho medido y el de referencia.</p>
Periodicidad	<p>Anual.</p>
Tolerancia	<p>La diferencia entre el valor medido y de referencia debe ser menor que 3 %.</p>

7.11. Exactitud en la medida de áreas

Objetivo	<p>Determinar la exactitud con la que el sistema calcula las áreas de objetos conocidos que se visualizan en el plano de la imagen y comprobar que esta exactitud se mantiene con el tiempo.</p>
Material	<p>Maniquí para control de calidad.</p> <p>Programa apropiado.</p>
Método	<p>Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.</p>

Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.

Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.

Adquirir una imagen de un objeto de prueba del que se conozca el valor de su área, asegurarse de que el haz de ultrasonidos corta perpendicularmente el objeto. Congelar la imagen.

Utilizar la herramienta del sistema para dibujar el contorno del objeto y calcular el área del objeto.

Periodicidad	Anual.
Tolerancia	La diferencia entre el valor calculado y el nominal debe ser menor que 5 %.

7.12. Exactitud en la medida de volúmenes

Los sistemas de IGRT por ultrasonidos, en general, no disponen de sistema de reconstrucción paso a paso o corte a corte (*“stepper”*), en el que se puedan dibujar los contornos de un cuerpo tridimensional para luego conocer su volumen. El sistema visualiza un corte y por la posición y orientación de la sonda, el sistema es capaz de situarlo en el espacio superponiendo el corte previamente dibujado en el planificador.

Si el sistema tiene la opción de dibujar contornos sobre los planos visualizados, la adquisición de los volúmenes se puede hacer de dos formas, adquiriendo diversos cortes consecutivos que cubran todo el volumen o utilizando el sistema mecánico paso a paso, similar al utilizado con sondas cilíndricas endocavitarias.

Objetivo	Verificar la exactitud con la que el sistema (si es que lo permite) calcula los volúmenes de los objetos conocidos que puede reconstruir y comprobar que esta exactitud se mantiene con el tiempo.
Material	Maniquí para control de calidad con objeto de prueba de volumen conocido. Programa apropiado.

Método	<p>Colocar el maniquí cerca del carrito del sistema y ejecutar el programa de configuración del apartado de ultrasonidos del sistema.</p> <p>Aplicar agua o gel a la superficie del maniquí y colocar la sonda de forma fija para visualizar una imagen.</p> <p>Con el programa u opción adecuada, seleccionar los parámetros de exploración habituales y registrar estos parámetros.</p> <p>Con alguna de las formas de adquisición de volúmenes mencionadas anteriormente, adquirir la imagen de un objeto de prueba del que se conozca el valor de su volumen.</p> <p>Utilizar la herramienta del sistema para dibujar diversos cortes del contorno del objeto. Si el sistema permite seleccionar distintas distancias de separación entre cortes, 2 mm suele ser un valor adecuado para el cálculo del volumen del objeto.</p> <p>Con las herramientas del sistema, calcular el volumen del objeto reconstruido.</p>
Periodicidad	Anual
Tolerancia	La diferencia entre el valor calculado y el nominal debe ser menor que 5 %.

Tipo de prueba	Prueba	Tolerancia	Periodicidad
Seguridad	Verificación del ordenador, monitor, carro de transporte y dispositivo de seguimiento de la mesa	funcional	mensual
	Verificación de la seguridad eléctrica	funcional	mensual
	Control del maniquí	$\leq 1\%$	anual
Geometría	Calibración del dispositivo de seguimiento de la sonda ultrasónica	$\leq 0.5^\circ$ o ≤ 1 mm	anual
	Verificación de la calibración del dispositivo de seguimiento	$\leq 0.5^\circ$ o ≤ 1 mm	trimestral
	Asignación del Isocentro	≤ 1 mm	anual
	Control del sistema de coordenadas e Isocentro	< 2 mm	diario
Imagen	Verificación de la unidad de ultrasonidos	funcional	anual
	Visibilidad de la escala de grises	2 pasos o $\leq 10\%$	anual
	Profundidad de penetración. Sensibilidad del ecógrafo	≤ 1 cm	anual
	Uniformidad de la imagen	$\leq 1\%$	anual
	Resolución axial y lateral	≤ 1 mm	anual
	Exactitud en la medida de la distancia axial	≤ 2 mm o $\leq 2\%$	anual
	Exactitud en la medida de la distancia lateral	≤ 3 mm o $\leq 3\%$	anual
	Ancho del haz. Resolución en elevación	$\leq 3\%$	anual
	Zona muerta	$\leq 3\%$	anual
	Visualización de estructuras pequeñas	$\leq 3\%$	anual
	Exactitud en la medida de áreas	$\leq 5\%$	anual
	Exactitud en la medida de volúmenes	$\leq 5\%$	anual

Tabla 1. Resumen de las pruebas de control de calidad recomendadas en este documento para los sistemas basados en Ultrasonidos.

8. Efectos biológicos de los ultrasonidos

Las aplicaciones de los ultrasonidos se extienden en muy diversos ámbitos como pueden ser: guiado y sondeo (principalmente en el fondo del mar), medicina y biología, tratamiento de alimentos, aplicaciones físicas, químicas y técnicas.

En función de la aplicación, se utilizan ultrasonidos de distintas intensidades, en particular para el diagnóstico y la IGRT se utilizan intensidades en el rango comprendido entre 1 y 10 mW/cm².

Los efectos producidos por los ultrasonidos se describen a continuación (Camala 2011, Menéndez *et al.* 2011).

8.1. Efectos térmicos

Los ultrasonidos, por agitación molecular, pueden elevar la temperatura del tejido de forma que produzcan cambios estructurales en macromoléculas y membranas y variaciones en las tasas de las reacciones bioquímicas. Estos efectos se suelen aprovechar para terapia con ultrasonidos.

8.2. Efectos de cavitación

Se producen en los líquidos. Las ondas de amplitudes grandes y bajas frecuencias (< 1 MHz) provocan variaciones de presión. Cuando disponemos de una onda con una presión inferior a la tensión de vapor del medio donde se transmite, el líquido pasa a estado gaseoso lo que genera la formación de pequeñas burbujas de gas (cavidades) que pueden dar lugar a otros efectos como aumento de presión del medio, aumento de la temperatura del medio o la rotura de los enlaces moleculares y producción de radicales libres, H⁺ y OH⁻ por disociación del agua.

La cavitación depende de muchos factores:

- Frecuencia de los ultrasonidos: a mayor frecuencia, el tiempo de crecimiento de burbuja de gas es pequeño y el efecto de cavitación es menor de manera que a las frecuencias de uso clínico, éste, no se produce.
- Viscosidad del medio: cuanto más viscoso es el líquido, menor es el efecto de cavitación.
- Temperatura del medio: cuanto mayor es la temperatura, el efecto de cavitación aparece para intensidades acústicas menores. Por tanto, mayor es la cavitación.
- Intensidad acústica: a mayor intensidad, mayor efecto de cavitación.

8.3. Efectos mecánicos

Los efectos mecánicos se producen por movimientos de compresión y expansión que pueden fragmentar partículas. Este efecto se utiliza para la destrucción de cálculos que se forman en el riñón, vejiga o vesícula biliar (litotricia) o para el tratamiento de tendinitis muscular por calcificaciones.

A pesar de estos efectos, a intensidades en el rango de ultrasonidos para diagnóstico, no se ha observado, desde el inicio de su uso, (década de los 60), ningún efecto nocivo para el ser humano.

El nivel de intensidad mínimo para el que se ha observado efectos nocivos en animales de experimentación es de 100 mW/cm^2 y suelen aparecer tras muchas horas de irradiación ultrasónica continua. La causa fundamental radica en el fenómeno de cavitación y formación de burbujas en el interior de los organismos. Por otro lado, los efectos sobre estos animales son poco extrapolables a los seres humanos.

Aunque no se han observado efectos en pacientes y operadores, se recomienda prudencia y el cumplimiento de las recomendaciones actuales y futuras del uso de ultrasonidos para diagnóstico y terapia.

9. Referencias y bibliografía

- [1] BAT User Manual. Revision 1. North American Scientific, Inc. Nomos 2006.
- [2] BOUCHET LG, MEEKS SL, GOODCHILD G, *et al.* Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy. *Phys Med Biol* 2001 Feb; 46(2): 559-77.
- [3] CAMALA RODRIGUEZ L. Ultrasonidos. Efectos biológicos. Escuela de enfermería y fisioterapia. Universidad de Salamanca. Disponible en: web.usal.es/~lcal/assignatura.htm.
- [4] FEIGENBERG SJ, PASKALEV K, MCNEELEY S, HORWITZ E, KONSKI A, WANG L, *et al.* Comparing computed tomography localization with daily ultrasound Turing image-guided radiation therapy for the treatment of prostate cancer: a prospective evaluation. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8 (3): 2268.
- [5] LANGUEN KM, POULIOT J, ANEZINOS C, *et al.* Evaluation of ultrasound-based prostate localization for image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 57:635-644.

- [6] LITTLE DJ, DONG L, LEVY LB, *et al.* Use of portal images and BAT ultrasonography to measure setup error and organ motion for prostate IMRT: Implications for treatment margins. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003, 56:218-1224.
- [7] MENÉNDEZ HERRERO MA, GUTIERREZ JULIÁN JM. Efectos Biológicos de los Ultrasonidos. Medidas de Protección. Hospital General de Asturias. Disponible en: <http://www.cdvni.org/pdf/PrincipiosVI.pdf>.
- [8] MILLÁN ARMENGOL AP, GALÁN MONTENEGRO P. Principios de control de calidad en ultrasonidos. Curso de Ultrasonidos de la SEFM, Málaga 2003.
- [9] MILLÁN ARMENGOL AP. Radiaciones no ionizantes: Ultrasonidos. Temas de los cursos de Baeza, Módulo 09 de la SEFM.
- [10] PFEIFFER D, SUTLIEF S, FENG W, PIERCE HM, AND KOFLER J. AAPM Task Group 128: Quality assurance test for prostate brachytherapy ultrasound Systems. *Med Phys* 2008; 35 (12): 5470-5488.
- [11] SALTER B. Ultrasound-Guided In-Room Imaging for Localization. Department of Radiation Oncology, University of Utah, Huntsman Cancer Institute. Salt Lake City, Utah. Medical Physics Pub 2006.
- [12] SENA ESPINEL E. IGRT con ultrasonidos en IMRT. Servicio de Radiofísica y PR. H. U. de Salamanca 2009.
- [13] VEGA FIDALGO LM, ZORITA TELLEZ D. Proyecto de ingeniería de las ondas I. E.T.S de ingenieros de Telecomunicaciones. Universidad de Valladolid. Disponible en: http://www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_03_04/infra_y_ultra/index.htm. Acceso el 19 de septiembre de 2011.
- [14] <http://es.wikipedia.org/wiki/Ecografía>. Acceso el 26 de enero de 2012.

Capítulo 4:

Dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) y control de calidad asociado

Dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) y control de calidad asociado

1. Introducción

La imagen portal es aquella que se obtiene usando la unidad de tratamiento como fuente de radiación.

Históricamente, la obtención de imágenes portales del paciente ha sido, y es, de gran utilidad en radioterapia. Los primeros sistemas utilizan como detector una película radiográfica dentro de un chasis entre dos placas metálicas (1 mm de cobre generalmente) cuyo objetivo es absorber la radiación dispersa, así como generar electrones que aumenten la respuesta y mejorar la calidad de imagen. El chasis se coloca a su vez sobre un accesorio independiente que permite colocarlo en diferentes posiciones y orientaciones para que éste se oriente perpendicularmente al haz de radiación. Para mejorar la calidad de imagen se han ido desarrollando distintos tipos de película, modificaciones en el chasis y se han añadido pantallas de fósforo que mejoran la eficiencia de detección. Independientemente, estos sistemas presentan una serie de inconvenientes, como la dificultad en la colocación en posición y orientación perpendicular al haz de radiación, el tiempo de procesado de la película durante el cual existe el riesgo de que el paciente se mueva, la posibilidad de infra o sobre-exposición de la película, la influencia del proceso de revelado en la imagen, las dificultades en la comparación con las imágenes de referencia y la obtención de resultados cuantitativos, etc. Además, si se quiere tener un registro informatizado de las imágenes, éstas han de ser escaneadas con el consiguiente incremento en la carga de trabajo.

Para evitar algunos de estos problemas, desde los años 50 se han venido desarrollando distintos dispositivos electrónicos para producir imágenes portales (EPID, *Electronic Portal Imaging Devices*), aunque hasta los años 90 su uso no ha sido generalizado. La base de estos dispositivos es diversa y ha ido evolucionando a lo largo del tiempo. Desde el punto de vista geométrico, generalmente se encuentran integrados en la propia unidad de tratamiento y se sitúan mediante brazos mecanizados. Estos sistemas superan gran parte de los

inconvenientes de las películas radiográficas comentados anteriormente: el proceso de colocación y orientación perpendicular al haz es mucho más simple y preciso, la imagen se obtiene en tiempo real y directamente en formato digital por lo que se puede manipular informáticamente para mejorar la visualización de las estructuras de interés (ajuste de ventana, filtros, etc.), etc. Además, si las imágenes de referencia se encuentran en formato digital, tanto el proceso de registro de imágenes como la estimación cuantitativa de diferencias se simplifica y se realiza de manera más fiable.

En cuanto a la calidad de imagen obtenida, ésta depende de diversos factores. En primer lugar, presentan un reducido contraste debido al uso de haces de fotones de alta energía en los que predomina la interacción Compton y se reduce la fotoeléctrica. Por este motivo, es aconsejable utilizar la menor energía disponible para obtener imágenes con el mayor contraste posible. Seguidamente, en la mayoría de sistemas el *software* del equipo permite escoger entre diferentes relaciones calidad de imagen – dosis paciente, ya que el ruido cuántico disminuye con la cantidad de radiación que llega al EPID, pero por el contrario esto incrementa la dosis recibida por el paciente para la adquisición de la imagen. Por último, la tasa de dosis repercute en la calidad de imagen de algunos EPID, ya que el proceso de lectura está sincronizado con los pulsos de radiación.

La obtención de imágenes prácticamente en tiempo real permite la opción de adquirirlas antes, durante, o después del tratamiento. En algunos sistemas se permite también la adquisición en forma de secuencia de cine, lo que permite verificar fácilmente si existen movimientos interfacción o intrafacción.

Existen otros usos de las imágenes portales adquiridas mediante EPID además de la verificación geométrica del tratamiento, como por ejemplo la dosimetría (Van Elmpt *et al.* 2008), el control de calidad de las unidades, el control de calidad de tratamientos de IMRT y la dosimetría *“in vivo”*. Todos estos aspectos se encuentran fuera de los objetivos del documento y no serán tratados.

A continuación se presenta una breve descripción del principio de funcionamiento y de las características de los tres tipos de EPID más extendidos. Una visión más detallada de cada uno de los equipos se puede encontrar en Kirby *et al.* 2006 y Antonuk 2002.

2. EPID basados en fluoroscopia

Este tipo de EPID se encuentra disponible desde la década de 1980 y aunque actualmente ya no se comercializan, su uso sigue siendo relativamente común.

El principio de funcionamiento se ilustra en la figura 1. Se basa en la conversión en luz visible de la radiación que ha atravesado al paciente y su registro mediante una cámara de vídeo.

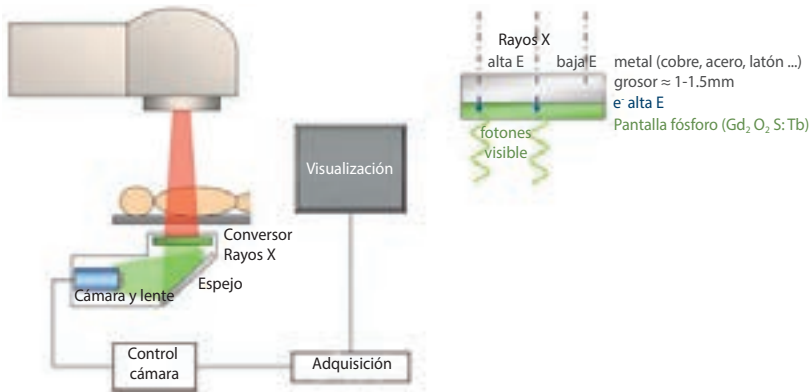


Figura 1. Principio de funcionamiento de los EPID basados en fluoroscopia.

El primer paso es convertir los rayos X incidentes en el EPID en fotones de luz visible. Esto se consigue con un convertidor de rayos X constituido por una placa metálica y una pantalla de fósforo. La placa metálica (1-1.5 mm de cobre, acero, latón, etc.) genera electrones de alta energía y absorbe los rayos X de baja energía. Los electrones generados en la placa metálica, generan a su vez fotones de luz visible en la pantalla de fósforo. Por último, estos fotones visibles pasan por una lente y se registran en la cámara de vídeo proporcionando la imagen.

Es conveniente retirar los componentes electrónicos del haz de radiación para evitar su deterioro. Para ello se utilizan uno o dos espejos, dependiendo del sistema, que reflejan la luz visible originada en el convertidor y hacen que ésta llegue finalmente a la lente y a la cámara situada fuera del haz directo.

La eficiencia cuántica de detección (DQE) de estos equipos es baja, situándose en valores inferiores al 1% (Antonuk 2002) debido principalmente a la baja eficiencia del convertidor de rayos X (sólo un 2-4% de los rayos X proporcionan una señal medible) y al sistema óptico (sólo entre un 0.1 y un 0.01% de la luz llega a la cámara).

Estos dispositivos son relativamente voluminosos y suelen presentar problemas de fiabilidad geométrica (deformaciones, desalineaciones, etc.).

3. EPID basados en cámaras de ionización líquidas

Este tipo de EPID se encuentra disponible desde la década de 1990. Únicamente ha sido comercializado por un fabricante y actualmente ya no se encuentra disponible.

El principio de funcionamiento se ilustra en la figura 2. Se basa en la utilización de cámaras de ionización para detectar la radiación que ha atravesado al paciente. Antes de llegar a las cámaras de ionización, y para aumentar la eficiencia de detección, los rayos X atraviesan una lámina de 1 mm de plastroferrita que tiene la finalidad de generar electrones de alta energía y absorber los rayos X de baja energía. Las cámaras de ionización son líquidas (isooctano) para aumentar su respuesta (unas 300 veces mayor que en aire).

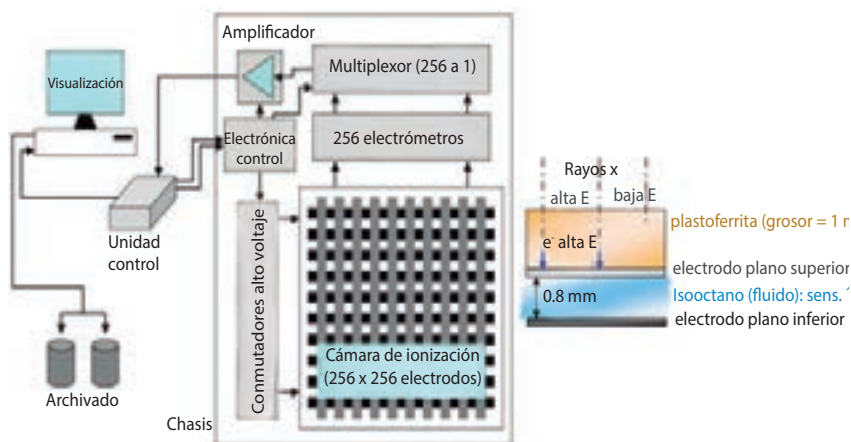


Figura 2. Principio de funcionamiento de los EPID basados en cámaras de ionización líquidas.

Para la obtención de la imagen, las cámaras de ionización líquidas se disponen en forma de matriz (256 x 256). El líquido es compartido por todas ellas, y los electrodos se disponen en dos conjuntos de filas ortogonales formando una red cuyos nodos corresponden a los píxeles de la imagen. Los electrodos distribuidos en filas horizontales se encuentran en un plano inferior al líquido y son los responsables de proporcionar el voltaje a las cámaras de ionización. Los electrodos distribuidos en filas verticales se encuentran en un plano entre la plastroferrita y el líquido y son los responsables de realizar la lectura.

El proceso de lectura se realiza mediante escaneado: el voltaje se aplica secuencialmente a cada electrodo y, para cada uno, se realiza el procesado de los electrodos de lectura. Es posible modificar este proceso agrupando los electrodos por pares para disminuir el tiempo y las unidades de monitor (UM) necesarias para obtener una imagen, aunque a costa de una disminución de la resolución espacial.

Las particularidades del proceso de lectura afectan a las características del dispositivo. La lectura proporcionada está fuertemente relacionada con la tasa de dosis absorbida, por lo que es muy importante la sincronización del proceso con los pulsos de radiación y ocasiona que estos equipos sean muy sensibles a las fluctuaciones de la tasa de dosis absorbida. Debido a que únicamente se aprovecha la radiación que llega a cada cámara durante el tiempo de su lectura, la DQE es baja, situándose alrededor del 0.5% (Antonuk 2002). Por último, se trata de un dispositivo no isótropo debido al carácter secuencial línea a línea de la lectura.

Estos dispositivos son más compactos y presentan una mayor fiabilidad geométrica que los EPID basados en fluoroscopia. Sin embargo, existe la posibilidad de irradiar la electrónica circundante, lo que contribuye a su degradación.

4. EPID basados en matriz activa y panel plano

Este tipo de EPID se encuentra disponible desde el 2000 y es el que actualmente comercializan todos los fabricantes.

El principio de funcionamiento se ilustra en la figura 3 y es análogo al de los detectores usados en radiología digital. El primer paso es convertir los rayos X incidentes en fotones de luz visible utilizando un convertidor de rayos X como el de los EPID basados en fluoroscopia (placa metálica de aproximadamente 1 mm de grosor y pantalla de fósforo). Estos fotones de luz visible son detectados por un fotodiodo de silicio, que actúa como un condensador e integra la señal hasta su lectura. Se trata, pues, de una detección indirecta de los rayos X. Los sistemas basados en detección directa se encuentran actualmente en fase de desarrollo y aún no están comercializados.

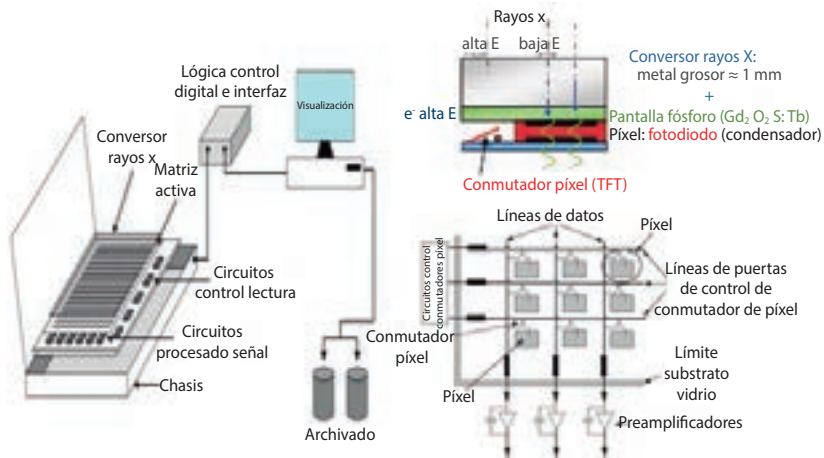


Figura 3. Principio de funcionamiento de los EPID de tipo AMFPI.

Para la obtención de la imagen, la matriz de fotodiodos se fabrica sobre un panel plano de silicio amorfo, lo que da nombre al tipo de dispositivo: matriz activa y panel plano (AMFPI, "Active Matrix Flat Panel Imager").

El proceso de lectura se controla mediante una matriz formada por transistores de película fina (TFT) que actúan como conmutadores de píxel. Al igual que en los EPID de cámaras de ionización líquidas, la lectura se realiza mediante escaneo: las líneas de control de conmutadores de píxel se activan secuencialmente y, para cada una de las líneas de control, se leen todos los píxeles. Es posible modificar este proceso agrupando diversas líneas de control para disminuir el tiempo y las UM necesarias para obtener una imagen, aunque a costa de una disminución de la resolución espacial.

Las particularidades del proceso de lectura afectan a las características del dispositivo de una manera similar al caso de los EPID basados en cámaras de ionización líquidas, teniendo que el dispositivo no es isótropo debido al carácter secuencial línea a línea de la lectura y presenta una dependencia con la tasa. La diferencia estriba en que esta dependencia es mucho menor, ya que los fotodiodos actúan como integradores de la señal, a diferencia de las cámaras de ionización que únicamente registraban la señal del momento en que se leían.

Por tanto, estos EPID presentan las ventajas que ya tenían los de cámaras de ionización líquidas sobre los de fluoroscopia en cuanto a fiabilidad geométrica y tamaño compacto. Además, superan a los de cámaras de ionización líquidas

en eficiencia, en estabilidad frente a la tasa de dosis absorbida y en resolución espacial, ya que la tecnología asociada a los fotodiodos y TFT permite la fabricación de detectores más pequeños.

Como desventaja frente a los otros tipos destaca la mayor degradación con la radiación. Por un lado, la radiación genera defectos en el panel plano de silicio amorfo que pueden llevar a su sustitución. Además, existen componentes electrónicos no sólo en las zonas adyacentes, sino en los conmutadores de píxel que se encuentran dentro del propio detector y cuya degradación inutiliza permanentemente el píxel asociado.

5. Sistemas comercializados

En la tabla 1 se presentan algunos de los sistemas comercializados junto con sus características técnicas:

6. Control de calidad






El control de calidad engloba todas las partes del proceso relacionadas con la obtención de valores cuantitativos de los errores geométricos. Para que estos valores sean de uso clínico se deben realizar pruebas relacionadas con el sistema mecánico que permite situar el EPID en su posición de trabajo, con el detector de formación de la imagen, la imagen obtenida y el *software* de procesado.

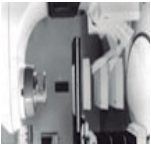


Existe poca bibliografía disponible que haga referencia al control de calidad de los EPID (Pinza *et al.* 2008; Herman *et al.* 2001; Rajapakshe *et al.* 1996; Klein *et al.* 2009). Generalmente, la parte de interés particular se encuentra englobada en un marco más amplio. En este documento nos centraremos únicamente en los aspectos relacionados directamente con la IGRT. Por este motivo, se han recogido, prescindido, revisado o añadido pruebas a las proporcionadas en la bibliografía disponible.

6.1. Pruebas de seguridad e integridad

Objetivo La integridad del EPID, tanto mecánica como eléctrica, ha de verificarse ya que su degradación puede ser síntoma de un mal funcionamiento del mismo. Esto debe ser así para las diferentes posiciones del dispositivo y giros de brazo.

	<p>Actualmente, los EPID disponen de enclavamientos de seguridad que permiten la detección de colisiones ya sea con el paciente o con cualquier otro elemento. En caso de producirse una colisión emiten un aviso e impiden la realización de cualquier movimiento mecánico hasta que deja de producirse la colisión.</p>
Material	No es necesario ningún material específico.
Método	<p>Para verificar la integridad, realizar una inspección visual del sistema para comprobar si existe algún componente dañado o deteriorado. Comprobar el correcto recorrido del EPID hasta la posición de trabajo.</p> <p>Para verificar los enclavamientos de seguridad, presionarlos de manera que se simule una colisión. Comprobar que realizan la acción correcta.</p>
Periodicidad	Diaria.
Tolerancia	Funcional (CEI 60976; CEI 62220).

Tipo	Foto	Fabricante Modelo	Placa metálica + centelleo	Tamaño	Cámara	Píxeles	Resolución	Distancia isocentro
FLUOROSCOPIA		ELEKTA Philips SRI 100	1.5 mm acero + Gd2O2S (411 mg/cm ²)	FOV _{iso} : 19 cm x 24 cm	CCD	512x512	-	60 cm
		Eliav Port Pro	1.5 mm acero + Gd2O2S (411 mg/cm ²)	FOV _{iso} variable	CCD	512x512	-	-
		Cablion Medical Theraview	1.5 mm latón + Gd2O2S (400 mg/cm ²)	Ø FOV _{iso} variable: - VARIAN: 31.8 cm - Scanditr.: 31.5 cm. - GE: 31.6 cm.	Plumbicon	512x512	-	- VARIAN: 30-60 cm. - Scanditr.: 27-28 cm. - GE: 26-67 cm.
		SIEMENS BiemView Plus	1.2 mm latón + Gd2O2S (411 mg/cm ²)	FOV _{iso} : 24 cm x 30 cm	NewVicon	512x512	-	39 cm
		SIEMENS BeamView TI	1.2 mm latón + Gd2O2S:Tb (320 mg/cm ²)	FOV _{iso} : 24 cm x 30 cm	Pasecon	480x512	-	40 cm

Tipo	Foto	Fabricante Modelo	Placa metálica + centelleo	Tamaño	Cámara	Píxeles	Resolución	Distancia isocentro
C.I. LiQ.		VARIAN LC250	1 mm plastoferrita + Isooctano	Área _{detect} : 32.5 cm x 32.5 cm	-	256x256	1.3 mm	5 – 80 cm
AMFPI		VARIAN aS500	1 mm Cu + Gd ₂ O ₂ S:Tb (133 mg/cm ²)	Área _{detect} : 40 cm x 30 cm	-	512x384 ç	0.784 mm	5 – 80 cm
		VARIAN aS1000	1 mm Cu + Gd ₂ O ₂ S:Tb (133 mg/cm ²)	Área _{detect} : 40cm x 30 cm	-	1024x768	0.392 mm	5 – 80 cm

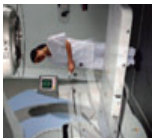


Tipo	Foto	Fabricante Modelo	Placa metálica + centelleo	Tamaño	Cámara	Píxeles	Resolución	Distancia isocentro
AMFPI		ELEKTA iViewGT™	1 mm Cu + Gd ₂ O ₂ S:Tb	Área _{detect} : 41 cm×41 cm	-	512×512	0.800 mm	55 cm
		SIEMENS Optivue 500	0.6 mm Al + Gd ₂ O ₂ S:Tb	Área _{detect} : 41 cm×41 cm	-	512×512	0.800 mm	15 – 60 cm
		SIEMENS Optivue 1000 ST	1 mm Cu + Gd ₂ O ₂ S:Tb	Área _{detect} : 41 cm×41 cm	-	1024×1024	0.400 mm	15 – 60 cm

Tabla 1. Características técnicas de los EPID comercializados.

6.2. Pruebas geométricas y mecánicas

El primer requisito para la obtención de imágenes útiles clínicamente es que el detector se coloque en la posición y la orientación especificadas. Factores como la escala de las imágenes, la minimización de distorsiones y, en algunos sistemas, el centrado de la imagen, dependen de que el equipo se sitúe en la posición correcta.

6.2.1. Consideraciones generales

La finalidad de estas pruebas es la de verificar la correcta posición de los elementos responsables de la detección. En la mayoría de dispositivos, estos elementos se encuentran protegidos de los golpes, polvo, etc. por cubiertas externas. Aunque estas cubiertas protectoras suelen presentar marcas que indiquen la posición de los elementos que protegen, el hecho de verificar los componentes internos a partir de marcas externas siempre supone una fuente de incertidumbre añadida. Por este motivo se recomienda retirar la cubierta protectora para realizar las pruebas mecánicas siempre que sea posible, excepto para las pruebas con periodicidad diaria por cuestiones de tiempo.

6.2.2. Distancia foco-detector (DFD)

Objetivo	El factor de ampliación y, por tanto, la escala de la imagen, se determina a partir de la distancia foco-detector (DFD) teórica, suponiendo que el objeto que se visualiza se encuentra en un plano paralelo al del detector que pasa por el isocentro. Si la DFD fuese diferente a la teórica, también lo sería la ampliación determinada por el sistema, lo que introduciría un error en la escala y en la determinación de la posición del paciente en la unidad de tratamiento.
Material	Cinta métrica.
Método	Medir la distancia del isocentro, o de cualquier otro punto que esté en una posición conocida, al centro del detector. Realizar la operación para las cuatro orientaciones cardinales del brazo para verificar posibles efectos de gravedad.
Periodicidad	Diaria: brazo a 0° y una de las posiciones del EPID.

	Mensual: cuatro orientaciones cardinales del brazo y todas las posiciones del EPID usadas en la práctica clínica.
Tolerancia	Determinarla en función de la distancia de trabajo para que el error en el factor de ampliación sea inferior al 1%.

6.2.3. Perpendicularidad al eje central del haz de radiación

Objetivo	El plano del detector debe ser perpendicular al eje central del haz de radiación. Si no fuera así, ciertas zonas del detector se encontrarían más cerca del foco que otras, lo que produciría distorsiones geométricas originadas por la dependencia de la ampliación con el punto del detector considerado.
-----------------	--

Se presentan dos posibles procedimientos para la realización de la prueba. El segundo procedimiento es más fácil de realizar, pero presenta el inconveniente de no poder determinar los ángulos en el eje longitudinal para las orientaciones del brazo de 90° y 270°.

Procedimiento 1

Material	Esferas metálicas.
Método	Colocar las esferas metálicas; en el centro del EPID y en cada extremo del detector. Adquirir una imagen en que se visualicen todas las esferas. Repetir la operación para las cuatro orientaciones cardinales del brazo para verificar posibles efectos de gravedad. Para cada imagen, evaluar la distancia entre los centros de las esferas. Las distancias de la esfera central del detector a las esferas de los extremos no deben diferir entre ellas más de 3 mm, ya que esto indicaría una inclinación superior a la tolerancia en alguna de las direcciones.

Procedimiento 2

Material	Nivel digital.
Método	Determinar con el nivel digital el valor de los ángulos de la superficie del detector en sus ejes transversal y longitudinal.

Realizar la operación para las cuatro orientaciones cardinales del brazo para verificar posibles efectos de gravedad. Para las orientaciones de 90° y 270° no es posible determinar con este método el ángulo en el eje longitudinal.

Periodicidad Mensual.

Tolerancia $\pm 1^\circ$.

6.2.4. Centrado con el eje central del haz

Objetivo La repercusión del centrado del detector con el haz de radiación depende del proceso de registro de imágenes del sistema considerado. En la mayoría de sistemas, el registro se realiza a partir de los contornos del campo de radiación y el centrado no interviene en los cálculos. No obstante, en algunos equipos el registro se realiza utilizando los centros teóricos de la imagen obtenida y la de referencia. Es en estos sistemas en los que cualquier deficiencia en el centrado del detector introduciría un error sistemático en la estimación de los errores geométricos.

En cualquier caso, un correcto centrado permite no irradiar la electrónica asociada innecesariamente (para los tipos de EPID en que influya) y también evita la pérdida de visualización de detalles de interés.

Se presentan dos posibles procedimientos para la realización de la prueba. El segundo procedimiento es más fácil de realizar pero tiene asociada una mayor incertidumbre, por lo que se recomienda sobre todo para su realización diaria o en caso de que el centrado no intervenga en el proceso de registro de imágenes.

Procedimiento 1

Material Puntero mecánico. Si el puntero no alcanza la superficie del EPID, se puede utilizar un marcador láser.

Método Marcar el centro del detector con un papel milimetrado sobre él.

Colocar el puntero mecánico o el marcador láser en el portabandejas.

Comprobar la alineación del centro con el eje de rotación del colimador (dado por el puntero, o por el marcador láser con el puntero).

Procedimiento 2

Material	Regla milimetrada.
Método	La luz de campo debe estar verificada previamente para la distancia a la que se encuentra el detector. Comprobar la alineación de los centros del detector y de la luz de campo.
Periodicidad	Diaria: brazo a 0° y una de las posiciones del EPID. Mensual: cuatro orientaciones cardinales del brazo y todas las posiciones del EPID usadas en la práctica clínica.
Tolerancia	Si se utiliza el centro del detector en el registro: ± 2 mm. Si no se utiliza el centro del detector en el registro: ± 5 mm.

6.2.5. Rango completo de recorrido

Objetivo	En los EPID en que la posición del detector se pueda controlar manualmente en el plano de imagen, es conveniente realizar una comprobación periódica de que el rango de recorrido se mantiene con el tiempo. Estos movimientos suelen producirse en la práctica clínica para visualizar estructuras de interés o para evitar la irradiación de la electrónica adyacente.
Material	Regla milimetrada.
Método	Brazo a 0°. Desplazar el EPID en la dirección lateral cubriendo todo el rango y anotar los valores extremos del recorrido. Desplazar el EPID en la dirección longitudinal cubriendo todo el rango y anotar los valores extremos del recorrido.
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	± 5 mm.

6.3. Control de calidad de la imagen

Se proponen las siguientes pruebas correspondientes al control de calidad de la imagen: respuesta frente a la dosis, uniformidad y artefactos, distorsión y escalas geométricas, contraste-resolución, resolución espacial, razón señal ruido (SNR), razón contraste ruido (CNR) y espectro de potencia de ruido (NPS).

Los detalles de su realización se presentan en el apartado 7.4.2, correspondiente a imagen 2D. Antes de realizar estas pruebas, es conveniente realizar una serie de consideraciones.

6.3.1. Modos de adquisición de la imagen

La calidad de la imagen depende de diversos parámetros, algunos de los cuales son configurables por el usuario.

En primer lugar tenemos la energía de la radiación. Cuanto menor sea ésta, mayor será el contraste de la imagen por lo que es preferible utilizar la energía más baja disponible siempre que sea posible. Algunos aceleradores disponen incluso de un haz de MV de menor energía de uso exclusivo para la obtención de imágenes portales (Connell *et al.* 2010).

Seguidamente, algunos tipos de EPID presentan una dependencia con la tasa de dosis. En estos casos, es conveniente utilizar la tasa más baja posible para favorecer la sincronización con los pulsos de radiación y minimizar así la aparición de artefactos.

Por último, en algunos sistemas existe la posibilidad de escoger entre diversas opciones de calidad de imagen. En casos en que se requiera una alta calidad de imagen, el sistema trabaja a máxima resolución minimizando el ruido, pero con el inconveniente que esto se consigue a expensas de aumentar el número de UM y, por tanto, de la dosis absorbida por el paciente. Por otro lado, se puede minimizar el número de UM necesarias, pero esto supone un aumento del ruido. Algunos sistemas permiten reducir este ruido a costa de la resolución espacial de la imagen, ya que pueden combinar la lectura de píxeles contiguos en un solo valor.

En definitiva, existen diferentes combinaciones de calidad de imagen / dosis disponibles para ser utilizadas. Denominaremos modo de adquisición a cada una de las combinaciones de parámetros que tengan influencia en la calidad de imagen. Por ejemplo: combinaciones de energía / tasa de dosis / modo calidad o baja dosis.

6.3.2. Consideraciones generales

La obtención de imágenes debe realizarse en las condiciones más parecidas posibles a las de la práctica clínica.

Los parámetros mecánicos, tanto de la fuente de radiación como del EPID, deben de estar fijados. Por un lado, el brazo, colimador, etc. se situarán a 0° a menos que se especifique lo contrario. Por otro lado, el EPID se colocará en posición de uso clínico (o representativa). En casos de utilizarse clínicamente diferentes posiciones, se deberían verificar todas ellas.

Para monitorizar el comportamiento del EPID es conveniente realizar una calibración de ganancia de la imagen antes de realizar las pruebas. Esta calibración consiste en un ajuste automático de las ganancias de los diferentes detectores para mostrar una imagen uniforme en unas condiciones de referencia que dependen de cada sistema. Hay que prestar atención al hecho de que en algunos sistemas, ésta puede afectar a la calibración dosimétrica en caso de utilizar el dispositivo para dosimetría. De esta manera la información se recoge siempre en las mismas condiciones y se eliminan algunos elementos que podrían alterar los resultados obtenidos. En el caso de pruebas con periodicidad diaria esto no sería necesario para no alargar el tiempo de realización de las mismas.

En cuanto a los parámetros de adquisición, las pruebas se tienen que realizar para cada uno de los modos de adquisición usados en la práctica clínica.

En los casos en que haya que utilizar algún maniquí sobre la mesa de tratamiento, se recomienda usar un tablero estructuralmente homogéneo para no alterar el resultado.

6.4. Registro de imágenes

Objetivo La utilización clínica del EPID implica la evaluación cuantitativa de desplazamientos y rotaciones. El resto de pruebas efectuadas controlan aspectos específicos del sistema, pero es conveniente realizar una prueba de su funcionamiento global. De esta manera, se reproduce el comportamiento del sistema en condiciones clínicas, a la vez que se obtiene información sobre la incertidumbre de todo el proceso en conjunto.

Material Maniquí con marcas radiopacas en posiciones conocidas. Se puede utilizar el maniquí de la prueba de distorsión y escalas geométricas.

	<p>Imagen de referencia que reproduzca la configuración teórica del maniquí utilizado.</p>
Método	<p>Colocar el maniquí en el isocentro.</p> <p>Adquirir la imagen del maniquí con uno de los modos de adquisición.</p> <p>Repetir la operación realizando desplazamientos y rotaciones conocidas del maniquí para diferentes orientaciones del brazo y posiciones del EPID representativas de la práctica clínica. Para no manipular excesivamente el montaje, se recomienda efectuar las rotaciones y desplazamientos sobre la mesa de tratamiento.</p> <p>Realizar el registro de cada una de las imágenes obtenidas con la imagen de referencia.</p> <p>Cuantificar el desplazamiento y la rotación entre ambas imágenes.</p> <p>Comparar las diferencias obtenidas con las teóricas.</p>
Periodicidad	<p>Mensual.</p>
Tolerancia	<p>Desplazamientos: ± 2 mm. Rotaciones: $\pm 1^\circ$.</p>

Tipo prueba	Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Seguridad e integridad	Seguridad e integridad	Diaria	Funcional
Geométricas y mecánicas	Distancia foco-detector	Diaria Mensual	1% factor ampliación
	Perpendicularidad al eje central del haz	Mensual	1°
	Centrado con el eje central del haz	Diaria Mensual	2 o 5 mm
	Rango completo de recorrido	Anual	5 mm
	Respuesta con la dosis	Diaria Mensual	Reproducir ERI
	Uniformidad y artefactos	Mensual	Reproducir ERI
	Distorsión y escalas geométricas	Semestral	1 mm
	Contraste-resolución	Diaria Mensual	Reproducir ERI
	Resolución espacial: resolución a alto contraste (cualitativa) o MTF (cuantitativa)	Anual	Reproducir ERI
	SNR y CNR (cuantitativa)	Anual	Reproducir ERI
NPS (cuantitativa)	Anual	Reproducir ERI	
Registro de imágenes	Registro de imágenes	Mensual	2mm 1°

Tabla 2. Resumen de tolerancias y periodicidades.

7. Recomendaciones de uso

7.1. Información proporcionada por las imágenes

Como se ha comentado previamente, las imágenes de EPID presentan un bajo contraste, por lo que únicamente permiten diferenciar estructuras de contraste muy diferente entre sí, es decir, tejido blando frente al hueso o frente al aire.

Las imágenes portales permiten obtener los desplazamientos en las tres direcciones del espacio. No obstante, para ello es necesario adquirir un mínimo de dos imágenes, lo más ortogonales posibles, y combinar la información proporcionada por ambas.

En cuanto a las rotaciones, y considerando que el paciente se encuentra alineado con el eje cráneo-caudal paralelo al eje de giro del brazo, es posible determinarlas sobre el eje de giro antero-posterior del paciente (guiñada, o “*yaw*” en inglés) y sobre el eje de giro medio-lateral del paciente (cabecceo, o “*pitch*” en inglés), pero no es posible determinar la rotación respecto al eje cráneo-caudal del paciente (alabeo, o “*roll*” en inglés). Esta limitación se soluciona en los sistemas de imagen 3D, que aportan más información y permiten cuantificar las rotaciones en el plano axial.

8. Aplicaciones clínicas

Debido a las características de las imágenes, su aplicación principal es la de la visualización de la estructura ósea del paciente. Por ello, se utilizan principalmente en localizaciones cuya posición sea coherente con dicha estructura y en la detección y estimación de los errores de alineación del paciente en la unidad de tratamiento.

La visualización de los diferentes órganos es limitada debido al pobre contraste del tejido blando. Por este motivo, generalmente se usan marcas fiduciaras de alta densidad electrónica que, una vez implantadas en el órgano en cuestión, se visualizan en la imagen portal y permiten la localización del órgano de manera indirecta. No obstante, generalmente no es posible la detección de deformaciones, cambios de volumen, etc. en los diferentes órganos mediante este método.

Por otro lado, la rapidez de adquisición permite obtener imágenes antes, durante, o después del tratamiento. En algunos sistemas se permite también la adquisición consecutiva en forma de secuencia de cine. De esta manera se puede verificar fácilmente si existen movimientos interfracción e inclusive intrafracción.

En la tabla 3 se muestran las características y los posibles usos del EPID:

Detectar	EPID
Traslaciones en las tres direcciones del espacio	Sí
Rotaciones en el eje antero-posterior del paciente	Sí
Rotaciones en el eje medio-lateral del paciente	Sí
Rotaciones en el eje cráneo-caudal del paciente	No
Errores de alineación en la unidad de tratamiento (estructura ósea)	Sí
Movimientos internos de los órganos	No
Movimientos internos de los órganos mediante marcas fiduciaras	Sí
Deformaciones de los órganos, cambios de volumen, etc.	No
Errores interfracción	Sí
Errores intrafracción	Sí

Tabla 3. Uso clínico de las imágenes de EPID.

9. Referencias y bibliografía

- [1] ANTONUK LR. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys Med Biol* 2002 (47): R31-R65.
- [2] BISSONNETTE JP, JAFFRAY DA, FENSTER A, AND MUNRO P. Optimal radiographic imaging for portal imaging. *Med Phys* 1994; 21: 1435–1445.
- [3] CAI Y, KRIZ R, AND CHU J. MTF Measurement of Digital Imaging Systems Used in Radiotherapy. *Med Phys* 2005; 32 (6): 1917-1917.
- [4] CONNELL T, ROBAR JL. Low-Z target optimization for spatial resolution improvement in megavoltage imaging. *Med Phys* 2010; 37: 124-132.
- [5] DOBBINS JT III. Image quality metrics for digital systems, en *Handbook of Medical Imaging*, Vol. 1. Ed. Beutel J, Kundel H, Van Metter RL. SPIE Press. Bellingham, WA. 2000.
- [6] GOPAL A, SAMANT SS. Use of a line-pair resolution phantom for comprehensive quality assurance of electronic portal imaging devices based on fundamental imaging metrics. *Med Phys* 2009; 36 (6): 2006-2015.

- [7] GOPAL A, SAMANT SS. Validity of the line-pair bar-pattern method in the measurement of the modulation transfer function (MTF) in megavoltage imaging. *Med. Phys* 2008; 35 (1): 270-279.
- [8] Handbook of Medical Imaging: physics and psychophysics. Ed. Beutel J, Kundel H, Van Metter RL. SPIE Press. Bellingham, WA. 2000.
- [9] HERMAN MG, BALTER JM, JAFFRAY DA, MCGEE KP, MUNRO P, SHALEV S, VAN HERK M and WONG JW. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM radiation therapy committee task group 58. *Med Phys* 2001; 28: 712-737.
- [10] ICRU REPORT 54 (1996). Medical Imaging – The Assessment of Image Quality.
- [11] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. NORMA CEI 60976. Edition 2.0 2007. Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones para uso médico, Características funcionales.
- [12] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. NORMA CEI 62220. 2008.1- Equipos electromédicos. Características de los dispositivos digitales de imágenes de rayos X. Parte 1: Determinación de la eficiencia cuántica de detección.
- [13] KIRBY MC, GLENDINNING AC. Developments in electronic portal imaging systems. *The British Journal of Radiology* 2006; 79: S50–S65.
- [14] KLEIN EE, HANLEY J, BAYOUTH J, YIN FF, SIMON W, *et al.* Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* 2009; 36 (9): 4197-4213.
- [15] PINZA MOLINA *et al.* Protocolo de la SEFM de control de calidad de Aceleradores Lineales de Electrones para uso Médico. SEFM 2008.
- [16] RAJAPAKSHE R, LUCHKA K AND SHALEV S. A quality control test for electronic portal imaging devices. *Med. Phys.* 1996; 23 (7): 1237-1244.
- [17] VAN ELMPT *et al.* A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Rad. Oncol.* 2008; 88 (3): 289-30.

Capítulo 5:

Equipos de RX independientes
de la unidad de irradiación

Equipos de RX independientes de la unidad de irradiación

1. Introducción

Durante la última década se han desarrollado y comercializado diversos sistemas de imagen que permiten la verificación y corrección de la posición del paciente en los tratamientos de Radioterapia, aumentando la precisión en la administración de los mismos. Estos sistemas de imagen permiten la visualización de las estructuras anatómicas que, dependiendo de la naturaleza del emisor del haz de exploración, pueden aportar información de las estructuras óseas o de los tejidos blandos. Si además se introducen marcadores fiduciaros en el interior o en las proximidades del volumen a tratar, también proporcionan información de los movimientos de los órganos, sucedidos entre el momento de la adquisición de los datos anatómicos necesarios para el cálculo de la planificación del tratamiento y la realización del tratamiento, así como de los movimientos que se suceden durante la sesión del tratamiento, permitiendo la realización de los tratamientos dinámicos.

En este capítulo se detallará el equipo EXACTRAC e incluirá una breve descripción del sistema de adquisición de imagen de CYBERKNIFE, ya que aunque con características diferentes como unidad de radiación, como equipo de rayos X independiente de la unidad de radiación presenta prácticamente la misma geometría y funciona de manera similar.

2. ExacTrac 5.5 (BrainLAB)

El sistema EXACTRAC es un sistema de permite una colocación y alineación precisa del paciente en la unidad de tratamiento (BrainLAB 2007), para tratamientos de radioterapia (Jin *et al.* 2008, Weiss *et al.* 2003) y radiocirugía estereotáxica craneal y extracraneal (Wang *et al.* 2001), que utiliza marcadores de infrarrojos (IR), cámaras de vídeo y de IR e imágenes de Rayos X (RX) para determinar y corregir la posición del paciente (Murphy *et al.* 2007, Serago *et al.* 2006). También permite controlar la posición y los movimientos del paciente

durante el tratamiento y proporciona información de los desplazamientos ocurridos en cada una de las sesiones (Soete *et al.* 2002). Puede ser instalado en cualquier acelerador y utilizado independientemente del sistema de cálculo.

El módulo adicional de “*gating*” permite sincronizar la administración del tratamiento con el movimiento ocasionado por la respiración del paciente (Willoughby *et al.* 2006).

3. Descripción de los componentes

3.1. Plataforma de fibra de carbono

Es una plataforma formada por dos capas de fibra de carbono de 1.5 mm que contiene un núcleo de espuma en su interior con la finalidad de reducir los efectos de “*build-up*”. La forma de este accesorio está diseñada para que se pueda utilizar en todos los escáneres y mesas de tratamiento.

Sobre la superficie presenta unas estrías que permiten la correcta y unívoca colocación del colchón de vacío. También tiene un alojamiento, en la parte superior, para la colocación de un reposacabezas que proporciona una extensión única de la cabeza del paciente.

La función de este elemento es conseguir que la posición del paciente sea reproducible y que mantenga la misma posición en el momento de la adquisición de las imágenes en la realización del escáner (TC) para la planificación del tratamiento, que en el momento del tratamiento.

3.2. Colchón de vacío

El principal soporte para inmovilizar al paciente es un colchón de vacío que se moldea con la forma del paciente, colocado sobre la plataforma de fibra de carbono, para asegurar la posición y proporcionar comodidad.

Este componente no es imprescindible para el tratamiento, aunque BrainLAB recomienda la utilización conjunta con la plataforma de fibra de carbono para que la posición se pueda reproducir más fácilmente.

3.3. Marcadores corporales

Son esferas de aluminio de 8 mm de diámetro recubiertas de una pintura altamente reflectante en la zona infrarroja del espectro que se colocan sobre la superficie del paciente. Los marcadores son, por tanto, visibles en el TC y detectados por las cámaras de infrarrojos.

Estas esferas se colocan sobre unas bases de plástico adhesivas con un orificio central sobre la que se introduce un pequeño soporte cilíndrico que contienen los marcadores corporales (Figura 1). El orificio de las bases permite tatuar con tinta permanente la posición de los marcadores en la piel del paciente para posteriores colocaciones del paciente en la unidad de tratamiento.

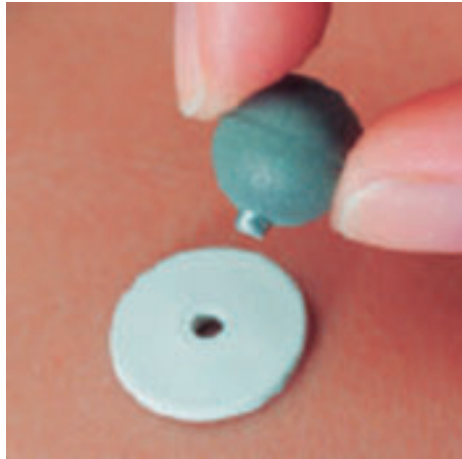


Figura 1. Marcadores.

Los marcadores, idénticos a los descritos pero con el centro de plástico, permiten la alineación del paciente y la verificación de la posición durante el tratamiento. Estos marcadores son los que se utilizan para la adquisición del ciclo respiratorio del paciente en los tratamientos de "gating" (Verellen *et al.* 2003), así como en la administración de los mismos.

3.4. Cámaras de infrarrojos (IR) y de vídeo

En el techo o en la parte superior de la pared de la sala de tratamiento (Figura 2), dirigidas hacia el isocentro del acelerador, se colocan 2 cámaras de IR a ambos lados de la mesa de tratamiento. Estas cámaras detectan los marcadores corporales y calculan sus posiciones espaciales respecto de las coordenadas del isocentro.



Figura 2. Posición de las cámaras de IR (1) y de vídeo (2). Cortesía de BrainLAB.

La resolución de detección de un marcador es de 0.3 ± 0.1 mm (Wang *et al.* 2001) en los alrededores del isocentro y a la distancia de trabajo, que habitualmente, está comprendida entre 2.5 y 5 m.

En la figura 2 se muestran 2 modelos de sistema de cámaras: el modelo antiguo con las cámaras de vídeo y de IR separadas, en la parte superior de la imagen, y el actual, con las cámaras integradas en el soporte que se muestra en esta figura.

Enfrente de la mesa, sobre la parte superior de la pared o en el techo, se coloca la cámara de vídeo que proporciona una verificación independiente de los marcadores, controlando la imagen del paciente en tiempo real y registrando los desplazamientos sucedidos durante la sesión.

Es importante colocar las cámaras a una cierta altura para evitar colisiones accidentales que podrían producir desajustes del sistema, lo que haría necesaria una nueva calibración del sistema de cámaras.

3.5. Sistema de RX (X-Ray 6D)

Este sistema de imagen de RX proporciona 2 imágenes oblicuas (Figura 3) de alta calidad radiográfica que permiten la verificación y ajuste de la posición del paciente respecto a la posición indicada por los marcadores corporales, aumentando la exactitud en la colocación del paciente (Verellen *et al.* 2003, Yan *et al.* 2003). Los desplazamientos del paciente se pueden realizar a partir de la posición de estructuras internas rígidas o de marcadores implantados en el interior o en las proximidades del volumen a tratar.

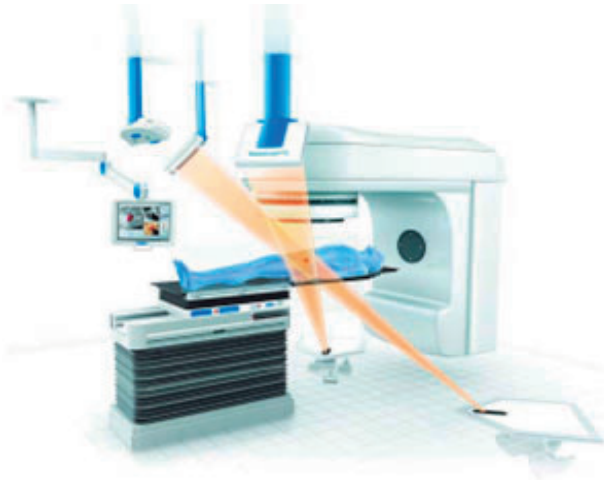


Figura 3. Posición de los tubos de RX y de los detectores respecto del acelerador. Cortesía de BrainLAB.

El sistema está constituido por:

- Un generador de RX.
- Dos tubos de RX instalados en unas cajas especiales introducidas en el suelo a ambos lados del acelerador con una inclinación de 40° respecto de la horizontal. Las características se muestran en la tabla 1.
- Dos detectores planos de silicio amorfo sujetos en el techo a ambos lados del acelerador, cuyas superficies están colocadas perpendiculares a los ejes de los haces de RX.
- Consola de operaciones de los RX que permite seleccionar técnicas de adquisición de imágenes programadas para las diferentes localizaciones anatómicas y que pueden ser modificadas por el usuario.
- Mesa robótica que permite realizar desplazamientos y rotaciones respecto a los 3 ejes del espacio.

Las imágenes digitales proporcionadas por el sistema constituido por los tubos de RX y el equipo de detección presentan una imagen digital de alta calidad comparable a la calidad radiográfica.

Las unidades de detección están constituidas por dos detectores de silicio amorfo con una superficie de detección activa de 204.8 mm x 204.8 mm. En la tabla 2 se presentan algunas de las características de estas unidades.

Fabricante	VARIAN Medical Systems
Modelo	RAD-21 / SAPPHIRE
Capacidad calorífica del ánodo	220 kJ (300 kHU)
Ángulo anódico	12°
Diámetro nominal del foco	0.6 / 1.2 mm
Filtración inherente	1.5 mm Al (total)
Generador	40 kW. Alta frecuencia

Tabla 1. Características de los tubos de rayos X.

Fabricante	PERKIN ELMER
Modelo	XDR 512-400
Peso	10.0 kg
Dimensiones de la carcasa	5.0 cm x 33.5 cm x 32.0 cm (ancho x largo x alto)
Tipo de receptor	Silicio amorfo
Pantalla de conversión	CsI
Tamaño del detector	204.8 mm x 204.8 mm
Matriz de adquisición	512 x 512
Tamaño de píxel	400 µm
Máxima tasa de imágenes	7.4 fps
Rango de energías	40-200 keV
Resolución espacial	2.5 pl/mm
MTF	> 50% @1.0 pl/mm a 75 kVp
DQE(0)	> 43%
Falta de uniformidad	Máximo 1%

Tabla 2. Características de las unidades de detección.

El sistema de RX mejora la precisión en la alineación del paciente, realizando un registro de radiografías digitales reconstruidas (DRR), para cada tubo de RX, generadas a partir de los datos de TC, con el paciente colocado en la posición exacta de tratamiento y de las imágenes digitales adquiridas del paciente en la posición de tratamiento indicada por los marcadores corporales. El registro de las imágenes se puede realizar de forma automática o manual, basado en la detección de estructuras internas rígidas del paciente o de marcadores implantados en el interior o en las proximidades del volumen a tratar.

El sistema de adquisición de imágenes de EXACTRAC presenta una geometría oblicua de forma que los ejes de los tubos de RX se cortan en el isocentro de la unidad de tratamiento y con los respectivos detectores incidiendo con un ángulo de 90° sobre la superficie de los mismos.

La distancia de la fuente de RX al isocentro es de 222.3 cm y la de los detectores al isocentro de 128 cm. Estas mayores distancias, comparadas con otros sistemas de imagen utilizados en tratamientos de radioterapia, proporcionan al sistema una gran resolución espacial.

El tamaño máximo de la zona explorada en el paciente (FOV) es de 13.5 cm x 13.5 cm que corresponde al tamaño máximo de la imagen que puede ser adquirida por la superficie activa de los detectores.

3.6. Sistema de RX (CYBERKNIFE)

CYBERKNIFE es un acelerador lineal montado en un sistema robótico que permite movimientos en los 6 grados de libertad (3 de traslación y 3 de rotación). La energía nominal del haz de tratamiento es de 6 MV con una tasa de dosis absorbida nominal de 800 UM/min a una distancia de 800 mm del foco. El colimador secundario produce campos circulares de diámetros entre 5 y 60 mm a la distancia de referencia de 800 mm. Hay dos tipos de colimador secundario: de abertura fija y de abertura variable (llamado sistema Iris).

El sistema de imagen está formado por dos tubos de RX colocados en el techo de la sala de tratamiento y dos detectores de imagen de silicio amorfo, incrustados en el suelo, alineados con los tubos de RX (Figura 4). El sistema presenta una geometría oblicua de forma que los ejes de los haces de rayos X se cruzan ortogonalmente en un punto (isocentro virtual) situado a una altura de 92 cm del suelo. La distancia de la fuente de RX al isocentro virtual es de 265 cm y la de los detectores de 65 cm.



Figura 4. Posición de los tubos de RX y de los detectores respecto a CYBERKNIFE. Cortesía de ACCURAY.

La distancia de la fuente de RX a la superficie del paciente es habitualmente de 250 cm en tratamientos craneales y de 240 cm en los extracraneales. El haz de RX está colimado a un valor nominal de 17 cm x 17 cm.

Los detectores pueden cubrir un área de imagen de hasta 40 cm x 40 cm con una matriz de adquisición de 1024 x 1024 píxeles. Las imágenes obtenidas se comparan con las radiografías digitales reconstruidas (DRR) a partir de los cortes de TC, con los datos anatómicos del paciente adquiridos en el momento de la colocación, pudiendo corregir la posición antes de iniciar el tratamiento y durante el tratamiento.

El equipo permite la corrección de la posición del paciente debida al movimiento respiratorio, mediante un sistema de seguimiento "*Target Tracking*" que combina el sistema de imagen por RX con marcadores fiduciaros tanto internos como externos y los 6 grados de libertad de la mesa de tratamiento.

Circuito	3 fases
Tensión nominal del tubo	40-150 kV
Diámetro nominal del foco	0.6 / 1.2 mm
Potencia nominal del ánodo	40-100 kW
Filtro de Aluminio	2.5 mm
Modos de disparo	Sincronizado y asíncrono
Colimación	Abertura fija

Tabla 3. Especificaciones de los tubos de rayos X del equipo CYBERKNIFE.

Tipo de receptor	Silicio amorfo
Número de píxeles	1024 × 1024
Número de píxeles activos	1012 × 1012
Tamaño de píxel	400 μm
Dimensiones de la carcasa	672 mm × 599 mm × 44 mm (largo × alto × ancho)
Tamaño del detector	409.6 mm × 409.6 mm
Tiempo de integración	66.45 ms
Rango de energías	40 keV-15 MeV
Rango dinámico	> 75 dB

Tabla 4. Características de las unidades de detección del equipo CYBERKNIFE.

3.7. Reconocimiento de los marcadores implantados

La posición de los marcadores implantados en el volumen a tratar está definida a partir de los datos del TC, y también es posible reconstruir la posición actual de los marcadores en el paciente, colocado en posición de tratamiento, a partir de las imágenes en las 2 radiografías, por tanto se puede determinar la transformación necesaria entre los dos conjuntos de marcadores (BRAINLAB 2007). Esto permite corregir la posición del paciente basada en los marcadores internos.

Dependiendo del número de marcadores (n), el sistema tiene diferentes posibilidades de calcular la transformación necesaria entre ambos grupos de marcadores.

- $n \leq 2$. Se calcula el centro de masas de ambos conjuntos de marcadores y se determina el desplazamiento necesario. Esto implica que sólo es posible una corrección de traslación.
- $n > 2$. Se realiza un cálculo isométrico entre ambos conjuntos de marcadores. El resultado incluye una traslación y una rotación para correlacionar un punto entre ambos conjuntos de marcadores. Se calcula la precisión (desviación típica de los n marcadores) la cual representa la coincidencia isométrica entre ambos conjuntos. Cuanto menor sea éste valor, mayor será la correspondencia entre ambos conjuntos de marcadores.

3.8. Registro de imágenes

El registro automático de imágenes se basa en un método de optimización para encontrar la máxima analogía entre los pares de imágenes: las radiografías adquiridas y las DRR. Se optimiza la analogía desplazando una imagen respecto de la otra. El cálculo de similitud se basa en los gradientes de grises en las imágenes y garantiza muy buenos resultados si dentro de las imágenes se recogen cambios bruscos de gradientes procedentes de la misma estructura.

Este método de optimización para encontrar la máxima analogía es rápido y preciso, no es sensible a distorsiones y es capaz de corregir incluso desplazamientos iniciales de gran magnitud.

Principio de detección de las cámaras IR

Todas las señales de infrarrojo reflejadas desde la superficie de los marcadores son registradas electrónicamente en un chip CCD (*coupled charge device*), dispositivo de carga acoplada de la cámara. Antes de que las señales sean detectadas y registradas, todas ellas se cortan en el punto focal de la cámara, como se muestra en la figura 5.

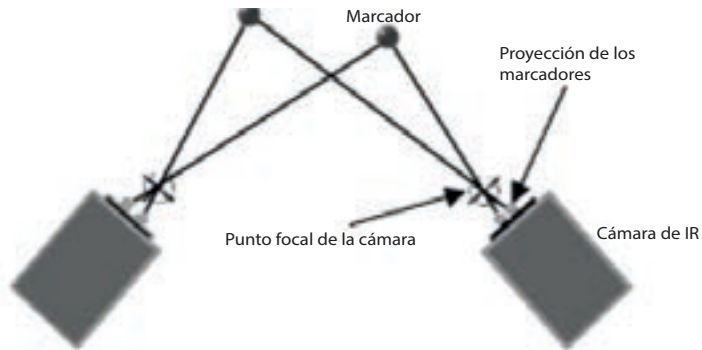


Figura 5. Adquisición de las señales de los marcadores. Cortesía de BrainLab.

El sistema EXACTRAC calcula la posición de los marcadores en el espacio a partir del punto focal de la cámara. Una de las cámaras sólo puede calcular la posición a lo largo de la línea virtual que une la posición del marcador y la posición adquirida en el chip CCD y que pasa por el punto focal de la cámara. Esto implica que una sola cámara proporciona numerosas posiciones posibles del marcador a lo largo de la línea virtual (Figura 6).



Figura 6. La cámara de la izquierda detecta las posibles posiciones del marcador pero sólo a lo largo de una línea. La información aportada por la cámara de la derecha determina la posición espacial única del marcador. Cortesía de BrainLab.

La segunda cámara determina el tercer grado de libertad en el punto de intersección de las líneas virtuales de las dos cámaras. De esta manera se determina la exacta posición en el espacio de un determinado marcador.

El sistema requiere varios marcadores para aumentar la exactitud de la posición del paciente, así como para permitir la detección de movimientos, distorsiones, rotaciones, etc.

Con la introducción de marcadores adicionales, aumenta el número de reconstrucciones posibles de la posición de los marcadores compatibles con el sistema de detección. Esto sucede porque, en teoría, una posición del marcador es posible en cada intersección de las líneas virtuales calculadas desde la posición del marcador registrada en el chip CCD y que pasa por el punto focal de la cámara como se muestra en la figura 7.

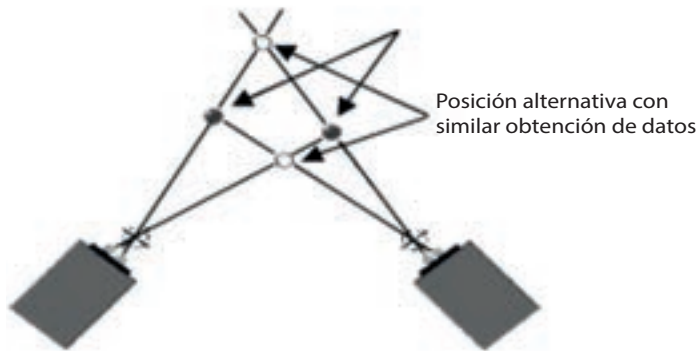


Figura 7. Ambigüedades generadas por el sistema de detección. Cortesía de BrainLab.

Los marcadores en negro representan las posiciones reales de los marcadores y en blanco son los posibles valores de las posiciones compatibles con el sistema de detección de las cámaras. Situaciones como éstas son consideradas por el sistema como ambigüedades.

El sistema EXACTRAC evita las ambigüedades comparando todas las posibles detecciones de los marcadores por las cámaras con las posiciones, reales y posibles debidas a las ambigüedades, con una lista de referencia interna del programa, llamada "*Look-Up Table*" que contiene la posición real de los marcadores y que ha sido generada a partir de los datos de las imágenes del TC de adquisición para la planificación del tratamiento. Otra manera posible de crear esta tabla es adquiriendo la configuración de los marcadores directamente por las cámaras de IR de la sala de tratamiento con el paciente colocado correctamente en la posición de tratamiento.

Una rutina automática del programa descarta todas las posiciones de los marcadores calculadas que no concuerden con las contenidas en la *"Look-Up Table"*. Si la colocación de los marcadores es correcta, esto es, no presentan una configuración simétrica, la mayoría de las ambigüedades se resuelven al hacer esta comparación, pero pueden persistir ambigüedades sí:

- El número de marcadores es reducido, inferior a 4 marcadores.
- Alguno de los marcadores está dañado o no es suficientemente reflectante, por lo que debería ser sustituido.
- Algún marcador está ocultado a las cámaras por otro marcador.
- La anatomía del paciente obstaculiza la visión de algún marcador.
- El brazo del acelerador oculta a algún marcador.

4. Pruebas específicas del sistema ExacTrac X-ray 6 D

4.1. Calibración del sistema

Para asegurar el correcto funcionamiento del sistema se debe efectuar la calibración diaria¹ del mismo, lo que implica la calibración de las cámaras de infrarrojos (IR), la de vídeo, del isocentro y del sistema de rayos X (RX). Para este efecto EXACTRAC dispone de maniqués y aplicaciones específicas para la realización de la calibración de los sistemas indicados. Las aplicaciones informáticas nos indican los pasos a seguir y registran los datos de la calibración.

4.2. Calibración de las cámaras de IR

El sistema de cámaras necesita un calentamiento mínimo de 15 minutos antes de proceder a la calibración para que la electrónica funcione de manera correcta.

Se coloca el maniquí de calibración dentro del campo visual de las cámaras, cerca del isocentro, ya que en esta área es donde se necesita una mayor precisión para el tratamiento. Se debe manipular el maniquí de forma que no queden ocultos ninguno de los 25 marcadores reflectantes que están incrustados en las superficies del maniquí de calibración (Figura 8).

¹ Frecuencia recomendada por el fabricante, aunque dependiendo del conocimiento del comportamiento del equipo y experiencia adquirida por el usuario, éste podrá decidir las frecuencias con la que realizará la calibración y verificación del sistema.

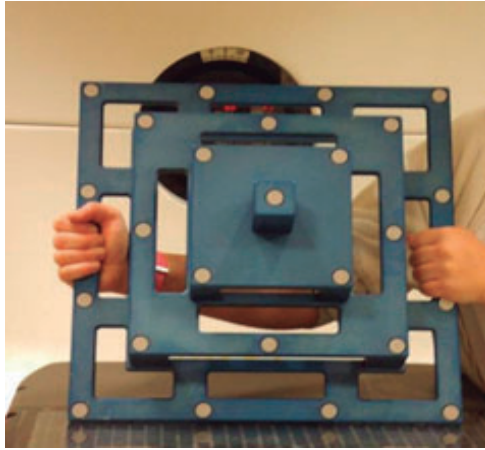


Figura 8. Maniquí de calibración de las cámaras. Cortesía de IOT.

Cuando todos los marcadores son detectados por las dos cámaras, el programa de calibración informa de la exactitud con la que se ha realizado la calibración. En este procedimiento se verifica que el campo de visión de las cámaras no está obstaculizado y se determina la relación espacial entre las dos cámaras de IR.

Es muy importante mantener inmóvil el maniquí durante la adquisición de las señales durante el proceso de calibración.

4.3. Calibración de la cámara de vídeo

El siguiente paso es el de calibración de la cámara de vídeo y que consiste en superponer la información espacial de las posiciones de los marcadores del maniquí de calibración con la imagen de vídeo en tiempo real, estableciéndose de esta manera, la relación entre cámaras de IR y de vídeo (Figura 9).

Una vez realizada esta calibración no se puede modificar la posición ni el zoom de la cámara ya que cualquier modificación necesitaría una nueva calibración para asegurar el correcto funcionamiento del módulo de verificación por vídeo.

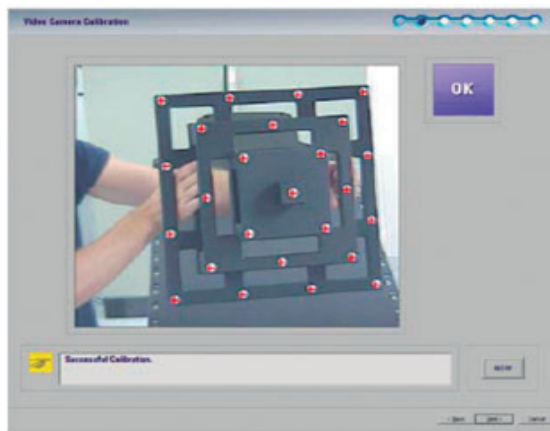


Figura 9. Calibración de las cámaras de IR. Cortesía de IOT. Cortesía de BrainLab.

Esta calibración del sistema de cámaras descrito, corresponde al modelo antiguo pero que se describe en este documento para explicar el funcionamiento de las cámaras. En el modelo actual, el sistema está precalibrado en fábrica y lo que hace el usuario al realizar la calibración, una vez que el sistema de cámaras está fijado en el interior de la sala de tratamiento, es indicarle al sistema de cámaras la posición del isocentro.

4.4. Calibración del isocentro

La posición del isocentro es primordial para todos los cálculos del sistema, ya que todas las distancias están referidas a este punto y se debe tener en cuenta que una incorrecta colocación del maniquí conllevaría una posición errónea del paciente.

Al realizar la calibración del isocentro, el sistema EXACTRAC conoce exactamente la alineación geométrica del acelerador con relación a las cámaras de IR, que es lo que permitirá colocar al paciente para el tratamiento con gran precisión.

Se coloca el maniquí de calibración del isocentro sobre la mesa de tratamiento, según las indicaciones que aparecen en la superficie para su orientación (Figura 10) y se ajustan los láseres de la sala sobre las marcas frontales y laterales que están grabadas en el maniquí. Sobre la superficie también se encuentran 5 marcadores con las mismas características que las de los marcadores corporales, con una disposición concreta y asimétrica.

Una vez que está correctamente colocado se le indica al sistema que el maniquí se encuentra en la posición del isocentro definiendo con este proceso la posición del isocentro del acelerador al sistema EXACTRAC.

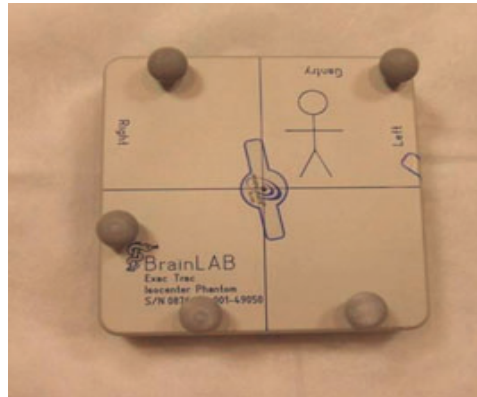


Figura 10. Maniquí de calibración del isocentro. Cortesía de IOT.

4.5. Verificación de la calibración

Este es el último paso para determinar la correcta funcionalidad y exactitud del sistema. Sin mover el maniquí de calibración del isocentro, el sistema EXACTRAC calcula un contorno del maniquí a partir de las coordenadas espaciales de los marcadores de la superficie, detectados por las cámaras de IR, de los que también calcula los contornos (Figura 11).



Figura 11. Verificación de la calibración. Datos de IOT.

Si los contornos y posiciones de los marcadores calculados y las imágenes de vídeo del maniquí de calibración del isocentro son coincidentes, se puede asegurar que las cámaras de IR y la cámara de vídeo están calibradas correctamente, una respecto a la otra.

4.6. Calibración del sistema de RX

Se debe realizar siempre después de la calibración del isocentro para evitar que los cambios de temperatura puedan afectar a la exactitud de la calibración.

El maniquí contiene 8 marcadores planos, circulares y reflectantes en el IR sobre dos de sus caras como se presenta en la figura 12.



Figura 12. Maniquí de calibración de RX. Cortesía de IOT por BrainLAB.

Para realizar la calibración se dispone de una aplicación específica que nos indica la correcta posición del maniquí, sobre la mesa de tratamiento, de manera que las caras superiores estén colocadas perpendiculares al eje de los tubos de RX. Manualmente o con ayuda de la mesa robótica, si se dispone de ella, se coloca el maniquí sobre la mesa de tratamiento y se realizan los movimientos propuestos hasta que los indicadores de posición y de ángulos sean correctos (Figura 13).



Figura 13. Colocación del maniquí de calibración de los tubos de RX. En la parte izquierda de la imagen la aplicación indica los desplazamientos y rotación de la mesa necesarios para situar el maniquí en la posición correcta. En la parte derecha indicaciones de la correcta posición del maniquí. Datos de IOT.

Para que esta colocación sea posible, las marcas reflectantes deben ser visibles por las dos cámaras de IR. Una vez colocado correctamente el maniquí de calibración se adquiere una imagen de RX con el tubo de la derecha y se verifica que las cruces, que indican el centro de los marcadores sobre el maniquí de calibración de la imagen adquirida, están centradas dentro de la imagen de los marcadores, que aparecen en la pantalla de la aplicación como círculos (Figura 14).

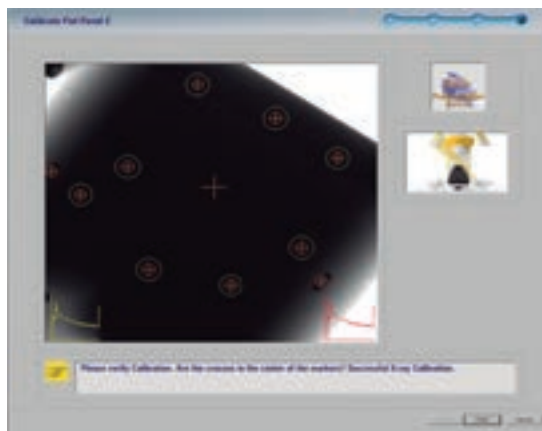


Figura 14. Verificación de la calibración de RX. Datos de IOT.

Si la verificación es correcta se procede a adquirir la imagen del segundo tubo, procediendo de la misma manera que con el primer tubo. Si la verificación no fuese correcta se debe proceder con la calibración del isocentro desde el principio.

El fabricante recomienda realizar la verificación del sistema diariamente antes de comenzar los tratamientos, para garantizar el correcto funcionamiento y la precisión en la administración de los tratamientos.

4.7. Calibración de la mesa de tratamiento

Este procedimiento permite definir las direcciones X, Y y Z de los movimientos de la mesa del acelerador y determina la aceleración y desaceleración de la misma. El fabricante recomienda realizar esta calibración mensualmente.

Para realizar la calibración se coloca, de forma arbitraria, el maniquí de calibración del isocentro sobre la mesa, dentro del campo de visión de las cámaras de IR (Figura 15) y se oprime el mando de "Motion Enable". La mesa robótica se desplazará hasta colocar al maniquí correctamente en la posición del isocentro realizando de manera secuencial los movimientos en las 3 dimensiones del espacio. Se comprueba que el maniquí está correctamente colocado en el isocentro de la unidad de tratamiento con los láseres de la sala.

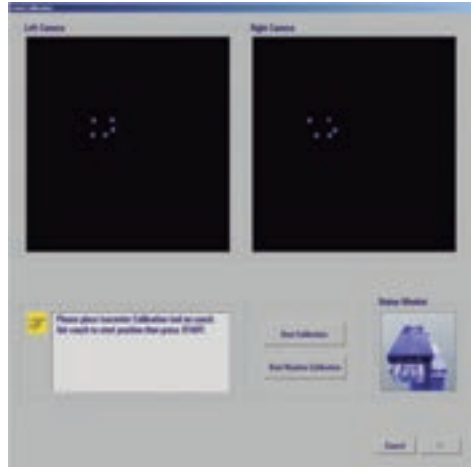


Figura 15. Calibración de la mesa. Datos de IOT.

5. Control de calidad. Calibración del ExacTrac X-Ray 6D

Para asegurar el correcto funcionamiento del sistema se debe efectuar la calibración del mismo, lo que implica la calibración de las cámaras de IR, de la cámara de vídeo, del isocentro, del sistema de RX y de la mesa de tratamiento. Para este efecto EXACTRAC dispone de maniqués específicos para la realización de la calibración de cada uno de estos componentes, así como un programa informático que indica los pasos a seguir, como se ha descrito anteriormente y registra los resultados de la misma.

La calibración de las cámaras de IR es básica para la colocación precisa del paciente ya que permite calcular las coordenadas espaciales de los marcadores respecto a las coordenadas del isocentro del acelerador. Una calibración diaria garantiza una alta precisión en la posición del paciente.

La calibración de la cámara de vídeo consiste en superponer la información espacial de las posiciones de los marcadores con la imagen de vídeo en tiempo real, estableciéndose de esta manera, la relación entre las cámaras de IR y de vídeo. Se recomienda la calibración diaria para la obtención de una buena superposición de las imágenes.

La determinación de la posición del isocentro es primordial para todos los cálculos del sistema, ya que todas las distancias están referidas a este punto. Una incorrecta calibración del isocentro conllevaría una colocación errónea del paciente.

Al realizar la calibración del isocentro, el sistema EXACTRAC conoce exactamente la alineación geométrica del acelerador con relación a las cámaras de IR, que junto con la calibración del sistema de RX será lo que permitirá la colocación del paciente para el tratamiento con alta precisión.

Integrada en el sistema de EXACTRAC, existe la posibilidad de realizar verificaciones de cada una de las calibraciones y por supuesto se deben realizar verificaciones completas sobre un maniquí para determinar la precisión resultante de todo el proceso de adquisición de imágenes de TC, de reconstrucción de las radiografías digitales, de adquisición de las imágenes de RX y del registro de imágenes para conocer las incertidumbres y limitaciones del sistema de imagen guiada.

6. Pruebas de seguridad y funcionamiento

Diariamente se debe comprobar que el equipo de RX no funciona con la puerta de la sala de tratamiento abierta y que los indicadores luminosos situados en el interior y exterior de la sala, así como los indicadores de la consola de control de los RX funcionan correctamente.

7. Pruebas geométricas

7.1. Verificación de la calibración del isocentro

Independientemente de la calibración diaria del sistema EXACTRAC se puede realizar la verificación de la calibración del isocentro, colocando el maniquí del isocentro sobre la mesa, de manera arbitraria, siempre que los 5 marcadores reflectantes estén en el campo de visión de las cámaras de IR. La aplicación informática de esta verificación indicará que se inicie el movimiento de la mesa para que el maniquí se coloque en la posición registrada del isocentro. Debemos comprobar que el maniquí, en esta nueva posición, está alineado correctamente con los láseres de la sala de tratamiento (Figura 16).



Figura 16. Verificación del isocentro. Datos de IOT.

7.2. Verificación de la calibración de RX

La calibración de RX es necesaria para asegurar la correcta corrección y verificación de la posición del paciente para la administración del tratamiento.

Se coloca el maniquí de calibración del isocentro en la posición del isocentro, indicada por los láseres de la sala y se adquieren imágenes con ambos tubos de RX. Estas imágenes adquiridas son comparadas con las DRR que el sistema tiene registrada de la calibración. El siguiente paso es realizar la fusión automática y el sistema proporciona las diferencias entre las posiciones del maniquí en la calibración y en la verificación (Figura 17).

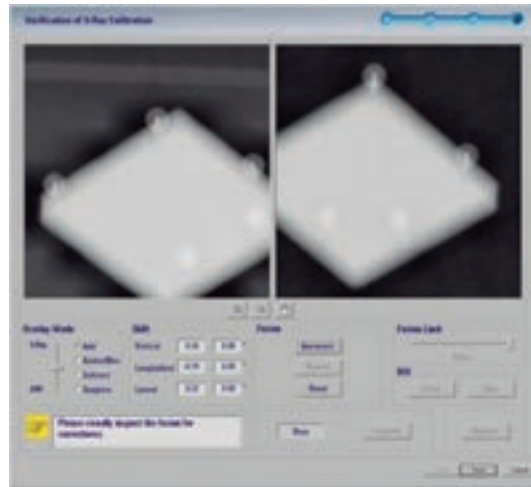


Figura 17. Verificación de la calibración de RX. Datos de IOT.

Si la verificación no fuese correcta, con desplazamientos superiores al nivel de acción propuesto, (1mm en el caso del Instituto Oncológico Teknon), se debería realizar la calibración del sistema de RX.

7.3. Verificación de la posición del isocentro

Con este proceso, mediante la prueba de Winston-Lutz, se pretende evaluar la precisión de la calibración de RX con relación a la posición del isocentro mecánico del acelerador.

Se coloca un puntero en la posición del isocentro indicada por los láseres de la sala de tratamiento y se sustituye el puntero por una esfera metálica situada en el extremo de una barra de metacrilato de forma que al sustituir el puntero por la esfera, el centro de la esfera coincide con la posición del isocentro mecánico.

Se adquieren las imágenes de los 2 tubos de RX en las que aparece la posición del isocentro de la calibración de RX, indicada en la figura 18 por la cruz de color azul.

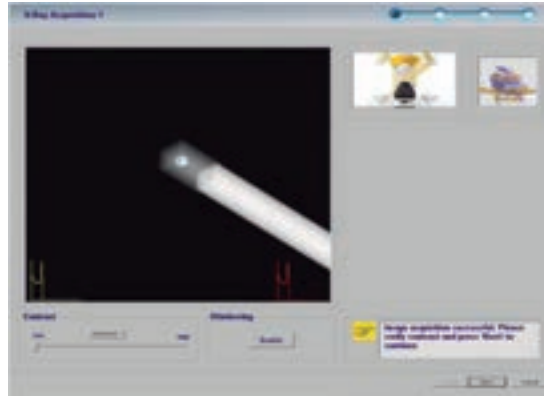


Figura 18. Imagen adquirida de RX de la posición del isocentro. Datos de IOT.

Esta aplicación permite definir un círculo del mismo radio que la esfera metálica, que busca en la imagen adquirida para cada uno de los tubos de RX, ajustarse a la proyección de la esfera tomando como referencia el nivel de grises y calcula la distancia entre la cruz, posición registrada por el sistema del isocentro y el centro del círculo. Para que la calibración del isocentro de RX continúe siendo válida, esta diferencia entre la posición del centro del círculo y la posición del isocentro de la calibración debe ser inferior a 0.7 mm^2 (Figura 19). En caso de superarse este valor se debería realizar la calibración completa del sistema, ya que éste es el valor de la precisión en la posición del isocentro de la unidad de radiación en la que está instalado este sistema de imagen guiada.

² El fabricante admite incertidumbre en la posición del isocentro de la unidad de tratamiento de 0.7 mm.

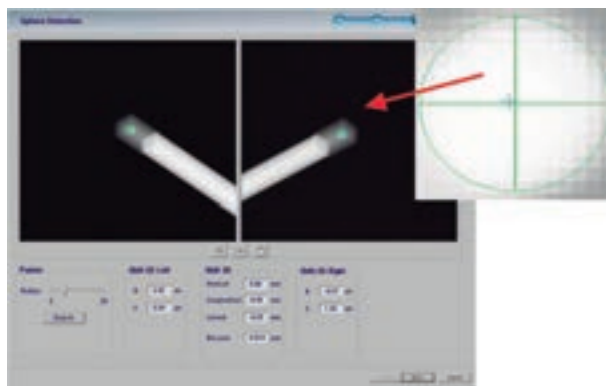


Figura 19. Verificación de la precisión del isocentro: Imágenes adquiridas con RX de la posición del isocentro mecánico. Datos de IOT.

En la tabla 5 se presenta un resumen de las tolerancias y frecuencia de las pruebas de calidad específicas de este tipo de equipos. Las pruebas relativas a la calidad de imagen se discuten en el capítulo 7 de este documento.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Verificación de los indicadores acústicos y luminosos	Diaria	Funcional
Verificación del funcionamiento del equipo de RX	Diaria	Funcional
Verificación del funcionamiento del interruptor de la puerta	Diaria	Funcional
Verificación de la calibración del sistema	Diaria	± 1 mm
Calibración del sistema	Diaria	± 0.7 mm
Calibración de la mesa de tratamiento	Mensual	± 1 mm
Parámetros de los tubos de RX: Fugas de radiación, kV, mAs, etc.	Anual	Estado de referencia

Tabla 5. Resumen de las pruebas de calidad específicas del sistema "ExacTrac".

8. Referencias y bibliografía

- [1] CLINICAL USER GUIDE. EXACTRAC. Version 5.5. 2007. BrainLAB AG Germany.
- [2] IN JY, YIN FF, TENN SE, *et al.* Use of the BrainLab EXACTRAC X-Ray 6D system in image-guided radiotherapy. *Med Dosim* 2008; 33(2): 124-134.
- [3] MURPHY MJ, BALTER J, BALTER S, BENCOMO JA, DAS IJ, JIANG SB, MA CM, *et al.* The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM TG 75. *Med Phys* 2007; 34(10): 4041-4063.
- [4] SERAGO CF, BUSKIRK SJ, IGEL TC, *et al.* Comparison of daily megavoltage electronic portal imaging devices or kilovoltage imaging with marker seeds to ultrasound imaging or skin marks for prostate localization and treatment positioning in patients with prostate cancer. *Int J Radiat Biol Phys* 2006; 65(5): 1585-1592.
- [5] SOETE G, VAN DE STEENE J, VERELLEN D, *et al.* Initial clinical experience with infrared-reflecting skin markers in the positioning of patients treated by conformal radiotherapy for prostate cancer. *Int J Radiat Biol Phys* 2002; 52(3): 694-698.
- [6] SOETE G, VERELLEN D, MICHELSEN D, *et al.* Clinical use of stereoscopic X-Ray positioning of patients treated with conformal radiotherapy for prostate cancer. *Int J Radiat Biol Phys* 2002; 54(3): 948-952.
- [7] VERELLEN D, SOETE G, LINTHOUT N, *et al.* Quality assurance of a system for improved target localization and patient set-up that combines real-time infrared tracking and stereoscopic X-ray imaging. *Radiother Oncol* 2003; 67:129-141.
- [8] WANG, LT, SOLBERG, TD, MEDIN, PM, *et al.* Infrared patient positioning for stereotactic radiosurgery of extracranial tumors. *Comp Biol Med* 2001; 31(2): 101-111.
- [9] WEISS E, VORWERK H, RICHTER S, *et al.* Interfractional and intrafractional accuracy during radiotherapy of gynecologic carcinomas: A comprehensive evaluation using the EXACTRAC system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56 (1): 69-79.
- [10] WILLOUGHBY TR, FORBES AR, BUCHHOLZ D, *et al.* Evaluation of an infrared camera and X-Ray system using implanted fiducials in patients with lung tumors for gated radiation therapy. *Int J Radiat Biol Phys* 2006; 66(2): 568-575.

- [11] YAN H, YIN FF, KIM JH. A phantom study on the positioning accuracy of the Novalis Body. *Med Phys* 2003; 30(12): 3052-3060.

Capítulo 6:

Equipos de rayos X
incorporados a la unidad
de tratamiento. Imágenes
volumétricas

Equipos de rayos X incorporados a la unidad de tratamiento. Imágenes volumétricas

1. Introducción

En la década de los 90, coincidiendo con el auge de las técnicas de conformación 3D, IMRT, radiocirugía, etc., se considera que la información facilitada por las imágenes 2D no es suficiente para asegurar la reproducibilidad del tratamiento, y que se necesitan imágenes volumétricas que se puedan comparar con las de la planificación.

En 1996, se utilizó en Japón por primera vez, un TC para control por la imagen de un tratamiento de radioterapia (Uematsu *et al.* 1996). En la sala de tratamiento, con un acelerador lineal de electrones SIEMENS, se instaló un TC TOSHIBA, coaxial con el acelerador; mediante un giro de 180° la mesa de tratamiento se podía utilizar tanto en el TC como en el acelerador. El objetivo era la verificación del centraje y la posición del paciente en tratamientos de radiocirugía.

El primer sistema comercializado se instala en 2000 en USA; consiste en un acelerador y un TC SIEMENS (equipo PRIMATON) que se desliza sobre unos raíles, de forma que la mesa de la unidad de tratamiento quede dentro del túnel del TC sin necesidad de desplazarse. Distintas empresas perfeccionan este sistema, intentando disminuir la incertidumbre, y en el periodo 2000-2003 se instalan combinaciones de equipos en USA y Japón (Uematsu *et al.* 2000). Aunque el *software* para la determinación de las diferencias en la posición es escaso, se continúa investigando y utilizando.

En esta combinación de TC y acelerador lineal, a las incertidumbres propias de cada uno de los equipos se le añade la debida al movimiento de la mesa y consecuentemente del paciente. Su utilización resulta además complicada pues necesita una sala de tratamiento amplia y el precio es alto, por lo tanto, es una solución que no está al alcance de muchas unidades de radioterapia.

Como alternativa se diseña un TC de haz cónico (CONE BEAM CT) montado en el brazo de un acelerador lineal (Jaffray *et al.* 1999, 2000, 2002), cuyo funcionamiento es similar a un TC convencional de haz en abanico, excepto

que la imagen volumétrica se obtiene en una sola rotación del tubo de rayos X y del detector.

El primer equipo CONE BEAM TC integrado en un acelerador lineal fue comercializado por ELEKTA y montado en su acelerador SYNERGY, posteriormente VARIAN lo instala en su equipo TRILOGY y SIEMENS en el ONCOR.

Actualmente todos los aceleradores lineales producidos por estas y otras empresas, llevan acoplado, si el comprador lo solicita, un sistema de CONE BEAM CT o un equipo de imagen equivalente.

2. Equipo SYNERGY de ELEKTA

2.1. Descripción general.

ELEKTA SYNERGY es un acelerador lineal de electrones con varias energías disponibles de fotones y electrones, que incorpora un tubo de rayos X perpendicular al foco de MV (Figura 1). Ambos, foco de MV y foco de kV, están enfrentados a sendos paneles detectores planos de silicio amorfo (a-Si), posibilitándose la adquisición de imágenes estáticas que permiten recolocar el paciente y dinámicas para observar el movimiento de estructuras.



Figura 1. Fotografía del equipo ELEKTA SYNERGY. Cortesía de Elekta.

2.2. Tipos de imagen

La reconstrucción volumétrica puede usarse para la verificación de la posición del paciente y en algunos casos del PTV. El algoritmo de reconstrucción está basado en el de retroproyección "*Feldkamp*", optimizado para la geometría específica de adquisición de este equipo (cónica) (Dong *et al.* 2006, Uematsu *et al.* 2000, Jaffray *et al.* 1999) Entre las limitaciones de este algoritmo están la influencia de la radiación dispersa en la reconstrucción y la posible presencia de artefactos por el endurecimiento del haz.

2.3. Comparación de imágenes

Las imágenes adquiridas en la sala de tratamiento con el equipo de IGRT se pueden comparar con las enviadas desde el sistema de planificación, admitiendo un registro 2D-2D y 3D-3D.

Una imagen 2D de MV se puede comparar con la radiografía de reconstrucción digital correspondiente superponiendo contornos dibujados en ambas. El operador de la unidad dibuja los límites del campo y estructuras anatómicas en ambas imágenes y posteriormente traslada los trazos de una sobre la otra. Se desplazan los contornos de dichas estructuras anatómicas de la imagen de referencia sobre la adquirida y automáticamente el programa muestra los desplazamientos necesarios para colocar correctamente el isocentro, calculados a partir de las diferencias entre las posiciones de los límites de campo.

Una imagen 2D de kV se puede comparar con la radiografía de reconstrucción digital correspondiente, midiendo distancias entre los contornos dibujados en ambas, o entre contornos dibujados en la imagen de referencia y estructuras visibles en la imagen radiológica. Una vez fijado el isocentro en la imagen de referencia, se trasladan las estructuras delineadas de ésta a la adquirida o viceversa.

Las imágenes 3D se pueden superponer con el TC de planificación, una vez reconstruida la representación volumétrica. Para ello, se debe transferir dicho TC de planificación con las estructuras delineadas y al menos un campo, a fin de situar el isocentro. La aplicación sólo permite importar un único isocentro.

Hay dos modos de efectuar esta operación:

Superposición manual. Se desplaza un TC sobre el otro hasta que coincidan en ambos las regiones anatómicas de interés, siendo de gran ayuda visualizar los contornos de la imagen de referencia sobre el TC realizado en el acelerador. Este tipo de registro se puede realizar en todo tipo de imágenes, y es la única posibilidad en el registro de imágenes 2D-2D.

Superposición automática. El programa hace coincidir, en la medida de lo posible, la información contenida en un paralelepípedo definido por el usuario que ha de contener la parte de anatomía de mayor interés. El *software* dispone de dos algoritmos para realizar este procedimiento: "hueso" y "escala de grises". Este procedimiento sólo es posible en el registro de imágenes 3D-3D.

El algoritmo de hueso trabaja con cambios bruscos de valor de gris; es relativamente insensible al ruido y bastante rápido, pero puede dar problemas con artefactos, estructuras móviles, mesa de tratamiento o fusión de vértebras, ya que podría confundir una vértebra con otra (Jaffray *et al.* 2000). Necesita que el volumen a registrar sea grande; es bastante útil en localizaciones donde predomine hueso, como en el cerebro.

El algoritmo de escala de grises trabaja con los valores de gris de los vóxeles de todo el conjunto de datos. Es más lento que el anterior, pero da mejores resultados en los casos en los que predomine tejido blando en la zona a fusionar (Jaffray *et al.* 2002) como por ejemplo en la zona pélvica y tórax.

La reconstrucción 3D no requiere más de 5 segundos en cualquiera de los protocolos de adquisición de los mismos.

Realizada y aceptada la superposición, se pueden corregir mecánicamente las traslaciones con desplazamientos de mesa desde la consola de tratamiento. En caso de disponerse de una mesa 6D, también las rotaciones (ver figura 2).

En el caso de la fusión 3D-3D, siempre hay que definir qué zona se quiere comparar. El sistema lo llama "*clipbox*", que se define inicialmente y luego se guarda. No obstante se puede modificar en cualquier momento. El fabricante sugiere revisar la posición del paciente si tras realizar la fusión de las imágenes alguna de las correcciones obtenidas en los tres ejes del espacio supera los 3° en rotaciones o 10 mm en traslaciones. De tal forma que no se aconseja llevar a cabo correcciones superiores a dichos valores mencionados y se debería revisar el procedimiento.

2.4. Aspectos técnicos de los equipos dedicados a IGRT en el ELEKTA SYNERGY

2.4.1. Sistema *iViewGT™*

Consiste en un detector plano de a-Si que se enfrenta al foco de MV en dirección perpendicular al eje de radiación y gira solidario al cabezal de la unidad.

La captura de la imagen puede ser única, doble o en modo cine (hasta doscientas cincuenta y seis imágenes por secuencia). Los algoritmos de adquisición actúan sobre los datos en bruto antes de que la imagen sea mostrada en

pantalla, pero ésta se puede manipular con algunas herramientas del programa. Se pueden capturar imágenes en tiempo real de cada uno de los segmentos de un tratamiento con intensidad modulada, y ampliar el control al campo dosimétrico.

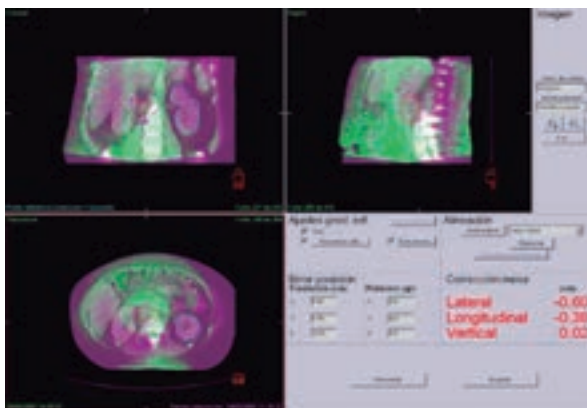


Figura 2. Imagen representativa del proceso de fusión 3D-3D realizada por el equipo de imagen del acelerador ELEKTA. Coloreado en púrpura se muestra el TC y en verde el CBCT adquirido in situ. La zona punteada es el volumen que tiene en cuenta a la hora de realizar dicha fusión (“clipbox”), según el criterio de grises. Finalmente en rojo destacan las correcciones de traslación de la mesa.

2.4.1.1. Características del detector y la pantalla de visionado.

En la tabla 1 se detallan las especificaciones técnicas del detector y la pantalla de visionado.

El panel de a-Si del *iViewGTTM* incluye en la superficie superior capas de diversos materiales, predominantemente cobre, para que este detector sea eficiente con energías en el rango de MV. Externamente la carcasa de plástico que lo recubre detecta automáticamente colisiones. La retracción de este panel es posible desde la consola de mandos, pero no su extensión.

2.4.1.2. Calidad de imagen.

ELEKTA recomienda usar el maniquí Las Vegas (ELEKTA num. 1007379 01) para evaluar la calidad de imagen del *iViewGTTM*. En esta prueba se examinan ambas resoluciones: la espacial y de contraste. Dicho maniquí es un bloque de

aluminio con orificios de varios diámetros y profundidades (Figura 3). Ver con nitidez un determinado agujero implica una específica resolución para un haz de fotones de una calidad concreta.

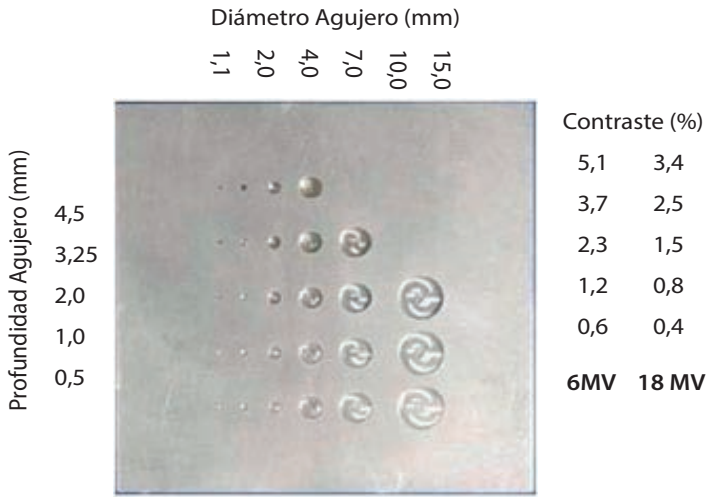


Figura 3. Maniquí *Las Vegas*, utilizado para el control de calidad del *iViewGT*

En las condiciones de medidas se dispone el maniquí *Las Vegas* a una DFS de 100 cm, se programa un haz de 12 cm x 12 cm y 10 UM. En la imagen registrada se deben poder distinguir los agujeros mostrados en la figura 4, que corresponden a la resolución espacial y de contraste indicados en esta figura. Según el fabricante, el *iViewGTTM* superará la prueba de calidad de imagen si al menos se ven los orificios indicados con un círculo en la figura 4, pero en un detector en buen estado sería posible detectar más agujeros que los recomendados, y a medida que se degrada la calidad de imagen esta prueba no se superará satisfactoriamente.

6 MV					mm	18 MV				
		○	○	○		15			○	○
○	○	○	○	×	10	○	○	○	×	×
○	○	○	○	×	7	○	○	○	×	×
○	○	○	×	×	4	○	○	×	×	×
○	○	×	×	×	2	○	×	×	×	×
×	×	×	×	×	1	×	×	×	×	×

Profundidad desde 4.5 mm a 0.5 mm

Figura 4. Resultados con el maniquí Las Vegas, utilizado para el control de calidad del *iViewGT™*. En el eje horizontal la profundidad y en el vertical el diámetro. Se indican con círculos los agujeros que se deben distinguir y con aspas los que no, en las energías de 6 y 18 MV.

Componente	Si amorfo (a-Si)
Recorrido longitudinal del brazo retráctil	25 cm
Desplazamiento máximo respecto al isocentro	11.5 cm, en cualquier sentido
Distancia al isocentro	60 cm
Peso del detector más el brazo	143 kg
Reproducibilidad mecánica en el isocentro	2 mm
Dimensiones	410 mm x 410 mm
Tamaño de campo máximo en isocentro	260 mm x 260 mm
Resolución de la imagen	1024 x 1024 píxeles, 16 bits
Tamaño de píxel en el isocentro	0.25 mm
Tasa de adquisición	3 imágenes/s
Tamaño de la pantalla de visionado	21" (50 cm)
Tamaño matriz de visionado	1280x1024 píxeles, 16 bits.

Tabla 1. Características técnicas detalladas del detector *iViewGT™* del equipo ELEKTA SYNERGY.

Nº de imágenes promediadas	Umbral de contraste % (densidad)
1	0.98
10	0.22
50	0.20

Tabla 2. Umbral de contraste esperado según las especificaciones del fabricante en el *iViewGT™* del equipo ELEKTA SYNERGY.

2.4.2. X-Ray Volume Imaging (XVI).

Combinación de un haz de Rayos X de kV y un detector plano de a-Si que se enfrenta al foco en dirección perpendicular al eje de radiación. El sistema, que gira solidario y perpendicular al cabezal, dispone de un tubo retráctil de colocación manual. Adquiere en un giro, todo el volumen completo con un haz cónico de radiación; es lo que se denomina "Tomografía Computarizada de Haz Cónico" (*Cone Beam Computed Tomography* : CBCT).

El brazo del tubo tiene dos ranuras en las que se introducen filtros y colimadores. Estos últimos definen la longitud del campo de radiación de 2, 10 y 20 cm, centrado en el isocentro en sentido cráneo-caudal y tres diámetros denominados S, M o L (*Small, Medium, Large*), en sentido transversal.

El detector ha de situarse en distintas posiciones transversales en función del colimador elegido, (ver figura 5).

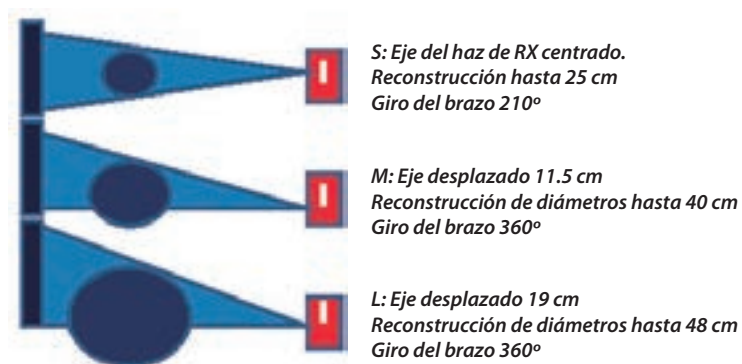


Figura 5. Tipos de colimadores del sistema XVI, con sus diámetros y arcos necesarios para su adquisición en el equipo ELEKTA SYNERGY.

El sistema proporciona, por lo tanto, conjuntos de datos volumétricos sobre un campo de visión cilíndrico máximo de 25 cm de longitud por 48 cm de diámetro.

En cada grupo de colimadores S, M y L hay otros modelos de colimadores que varían el diámetro que se puede adquirir. La tabla 3 resume las características de todos los colimadores y la figura 6 muestra algunos de ellos.

Tipo de colimador	Dimensiones físicas (cm x cm)
S10	2.7 x 5.6
S20	5.5 x 5.5
15 x 15	3.2 x 3.2
M2	0.7 x 5.5
M10	2.2 x 5.5
M15	3.1 x 5.6
M20	5.5 x 5.5
L2	0.7 x 5.5
L10	2.8 x 5.5
L20	5.5 x 5.5

Tabla 3. Tipos y especificaciones concretas de los colimadores en el XVI del ELEKTA SYNERGY.

Cuando se encuentran replegados, tubo y detector de kV se sitúan a 115 cm del isocentro y sin interferir en los tratamientos.

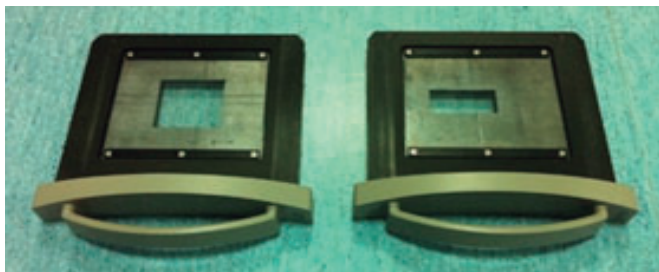


Figura 6. Colimadores S20 y M10, respectivamente.

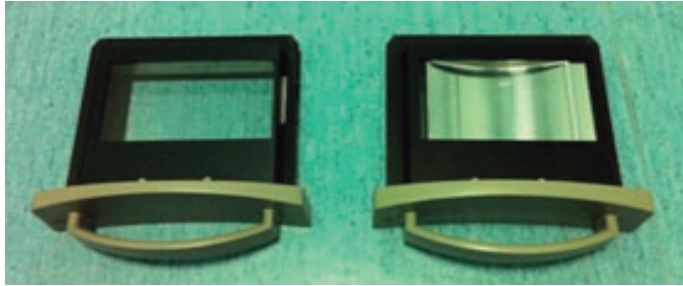


Figura 7. Filtros F0 y F1, respectivamente.

2.4.2.1. Características del detector

Panel de silicio amorfo, básicamente igual al del *iViewGT™*, con los materiales que lo hacen eficiente en la detección de energías de kV.

Voltaje nominal	150 kV
Tamaño focal	0.4-0.8 mm
Ángulo anódico	14°
Capacidad calorífica del ánodo	445 kJ (600 kHU)
Capacidad calorífica total	890 kJ (1200 kHU)
Filtración total	2.6 mm Al y 0.1 mm Cu

Tabla 4. Características del tubo de RX en el equipo ELEKTA SYNERGY.

2.4.3. Características de las adquisiciones

Para adquirir un CBCT se requiere un arco mínimo de 18.7°. En el caso de realizarse un giro completo, se adquirirán unas 650 imágenes planas (“frames”). Cada imagen, junto con el ángulo con que es adquirida se almacena y utiliza para generar la reconstrucción 3D. El número de imágenes 2D necesarias para la correcta reconstrucción volumétrica depende de la calidad de la imagen requerida y del límite de dosis que se considere apropiado. El giro del brazo (“gantry”) puede realizarse en ambos sentidos.

El equipo reconstruye durante la adquisición, reduciendo tiempo del proceso. Existen una serie de parámetros ajustables para mejorar la calidad de la adquisición: resolución de la matriz de reconstrucción, voltaje (kV), intensidad

por tiempo (mAs), recorrido del cabezal, área de irradiación y colimación del haz de kV.

En cuanto a comunicación, se requiere protocolo DICOM CT para importar el TC de simulación, DICOM RT para importar plan, imágenes bidimensionales y estructuras, y DICOM CT para exportar el CBCT realizado en la unidad de tratamiento.

En la tabla 5 se detalla los parámetros de los protocolos de adquisición programados por defecto en el "XVI". Se le permite al usuario modificar y añadir según su criterio. Para las adquisiciones 2D, tanto estáticas como dinámicas, se puede usar cualquiera de estos colimadores. Se suele usar uno de los centrados (S), siendo el S20 el más frecuente.

Nombre del Protocolo	Tipo	Colimador	V (kV)	I-t total (mAs)	"Frames"	D (mGy) ¹
Cabeza y Cuello	3D	S20	100	36.1	361	0.9
Pulmón	3D	M20	120	650	650	16
Pelvis	3D	M20	120	650	650	16
Próstata	3D	M10	120	1040	650	25
Pulmón	2D	S20	120	5.0	5	-
Cabeza	2D	S20	100	0.5	5	-
Pelvis AP	2D	S20	120	5.0	5	-
Pelvis Lat	2D	S20	120	6.4	5	-
Tórax	Dinámica	15 x 15	120	150.0	150	-
Cine	Dinámica	S20	120	150.0	150	-
120kVM20F0	Dinámica	M20	120	150.0	150	-
120kVM10F0	Dinámica	M10	120	150.0	150	-
120kVS20F0	Dinámica	S20	100	150.0	150	-

Tabla 5. Protocolos de adquisición volumétrica y plana que por defecto incluye el sistema "XVI".

2.4.3.1. Características de calidad de imagen 2D

Medida con el maniquí *TOR 18FG* y un milímetro de cobre colocado sobre él. Contiene objetos con contrastes entre 16 % y 2.7 %, y bloques con pares de líneas de 0.5 a 5.0 pares de línea por milímetro. Se debe irradiar el maniquí según los parámetros de la tabla 6.

¹ Según el fabricante es la "nominal scan dose" (del inglés, dosis nominal del estudio), medida con el método CTDI. ELEKTA sólo facilita estos datos para las adquisiciones 3D.

Parámetros	Valor
kV	120
mA	10
ms	25
Imágenes	15

Tabla 6. Parámetros usados en la adquisición de la imagen 2D del maniquí *Leeds TOR 18FG* para evaluar la calidad de imagen 2D del XVI.

Los valores medidos deben ser:

- Visibilidad de bajo contraste menor que 2.7%.
- Resolución espacial igual a 1.4 pl/mm.

2.4.3.2. Características de calidad de imagen 3D y precisión geométrica

La medida se realiza con el maniquí *Catphan 503*. Es cilíndrico y tiene cuatro módulos que permiten determinar, en una sola adquisición los parámetros de la tabla 7. La adquisición se realiza con el colimador S y seleccionando el protocolo *CAT – Image Quality*, resumido en la tabla 8.

Parámetros	Valor esperado
Visibilidad de bajo contraste (usando LDPE y poliestireno)	< 2%
Resolución espacial	7 pl/cm
Uniformidad	< 2% en una región de 15 cm de diámetro
Precisión geométrica axial ² y sagital	≤ 1 mm

Tabla 7. Parámetros esperados tras el análisis del CBCT adquirido al maniquí *Catphan 503*.

Finalmente, la tabla 9 resume los errores que el fabricante asume en el equipo ELEKTA SYNERGY. La precisión geométrica 2D, definida como desviación entre el centro de las imágenes adquiridas de kV y el isocentro de MV debe ser menor que 1.0 mm (4 píxeles). En cambio la precisión geométrica 3D, definida como la diferencia entre los isocentros kV y MV debe ser inferior a 0.7 mm.

² Depende del operador.

Parámetros	Valor
kV	120
mA	25
ms	10
FOV (cm)	25
Número de proyecciones 2D	650
Recorrido del brazo (°)	360
Reconstrucción	Durante la adquisición ("on line")
CTDI (w)	16.8 mGy
Intervalo de la matriz de reconstrucción	1.5 mm

Tabla 8. Parámetros de adquisición del protocolo CAT-Image quality.

	Error medio (mm)	Error máximo (mm)
Coincidencia isocentros kV-MV	0.7	1.0
Fusión con algoritmo de hueso entre CT referencia y CBCT	0.5	1.0
Corrección con desplazamientos de mesa	1.0	2.0

Tabla 9. Errores asumidos por el fabricante en el registro CBCT y 2D.

2.5. Características del ELEKTA AXESSE

El acelerador lineal de electrones de ELEKTA modelo AXESSE es el más reciente³ que dicho fabricante tiene en el mercado (ver figura 8). En cuanto a la parte de imagen tiene el mismo "hardware" que el ELEKTA SYNERGY, es decir mismas características físicas en ambos paneles, tubo de RX y sistema informático XVI. En el último mencionado, la versión es la más reciente, tal que soporta la aplicación *Symmetry*.

³ En 2013 Elekta pone en el mercado el equipo ELEKTA VERSA HD.

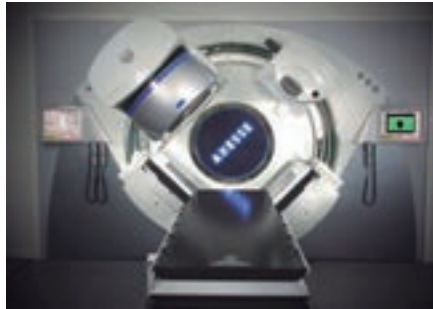


Figura 8. El acelerador lineal de electrones de ELEKTA modelo AXESSE . Cortesía de ELEKTA.

Symmetry permite adquirir directamente un CBCT 4D, de tal forma que es capaz de realizar una fusión de imágenes 3D-3D correlacionadas con la respiración (ver figura 9). Esto se lleva a cabo mediante un análisis de la anatomía y de la respiración a partir de la anatomía interna en movimiento, sin necesidad de sustitutos externos. Una vez reconstruido, *Symmetry* incluye un flujo de trabajo para una óptima fusión de imágenes, tal que cada fase reconstruida del ciclo de respiración se fusiona automáticamente con la imagen 3D de referencia. Finalmente, el sistema arroja los vectores de corrección, bien para posición promedio, bien para una fase determinada.

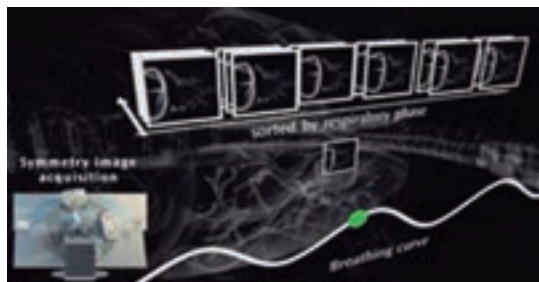


Figura 9. Visualización de la forma de trabajo de la aplicación Symmetry. Cortesía de ELEKTA.

El acelerador ELEKTA AXESSE se vende con varios maniqués para la realización del control de calidad, entre ellos el “*Quasar Respiratory Motion Phantom*” (ver cap. 9).

3. Sistema de tomografía computarizada con haz cónico de megavoltaje (MVCBCT) de SIEMENS

3.1. Introducción

El tercer método que permite adquirir imágenes tridimensionales del paciente (volumétricas) en la posición inmediatamente antes y durante la aplicación del tratamiento (en tiempo real y en el interior de la sala donde se realiza el tratamiento) es la tomografía computarizada con haz cónico de megavoltaje (MVCBCT). Decimos el tercer método desde la perspectiva de la calidad de imagen, fundamentalmente atendiendo a la resolución de bajo contraste (tejidos blandos) y a la resolución espacial obtenida, realizada con baja dosis absorbida de radiación. Aunque la diferencia en la calidad de las imágenes, es cada vez menor al recurrir a procesos de optimización en los protocolos de adquisición. Todo ello no supone, obviamente, desconsideración hacia otras virtudes que posee el sistema.



Figura 10. Fotografía del equipo ONCOR SIEMENS. Cortesía de Siemens Healthcare.

3.2. Descripción del sistema de tomografía computarizada con haz cónico de MEGAVOLTAJE (MVCBCT)

Este sistema de imagen se basa en el concepto de tomografía de haz cónico (*Cone beam CT*) que se desarrolló hace algunas décadas en el campo de la radiología diagnóstica e intervencionista. Debe distinguirse de la tomografía computarizada convencional (TC) y del sistema de Tomoterapia en que, en el caso de MVCBCT, el haz de radiación utilizado es extenso y de megavoltaje.

El sistema de MVCBCT proporcionado por el fabricante SIEMENS Oncology Care Systems, CONCORD CA, se denomina *MVision™* y utiliza el haz de tratamiento propiamente dicho y el EPID del acelerador lineal (ver figura 10), “*Oncor Impression Plus Expression Avangard*” (disponible también en otros modelos, ARTISTE, PRIMUS).



Figura 11. Principios básicos de tomografía computarizada de haz cónico de megavoltaje (MVCBCT).

La reconstrucción de una imagen 3D se realiza a partir del conjunto de las imágenes proyectadas 2D (Figura 12).

El flujo de trabajo de IGRT con MVCBCT lo constituyen los pasos anteriores y otros dos adicionales, a saber, el registro de la imagen obtenida con otra de referencia, y, finalmente, el que consiste en la colocación y alineamiento del paciente a partir de coordenadas respecto al isocentro de la máquina.

El sistema está integrado con el acelerador lineal, y está formado por un panel plano y una estación de trabajo, todos estos elementos están presentes en cualquier acelerador lineal convencional moderno. No es necesario añadir ningún otro sistema al equipo de tratamiento (ver figura 10).

La energía del haz utilizado para la obtención de la imagen es de 6 MV, la dosis se suministra a tasa de dosis baja, mediante un tamaño del campo de exploración (*Cone Beam*) de 27.4 cm x 27.4 cm y a una distancia fuente-panel plano de 145 cm, de ahí el nombre de MVCB. La imagen y el haz de MV comparten el mismo isocentro.

El detector es un panel plano (AG9) similar a una cámara digital de rayos-X para imagen portal.

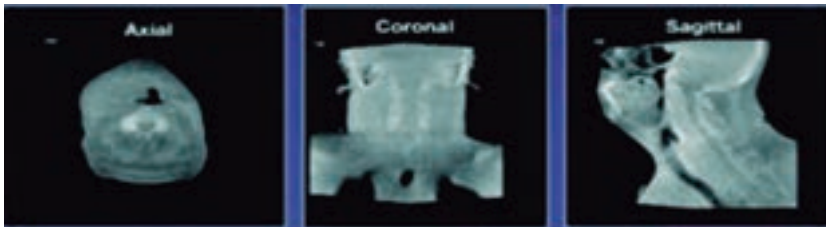


Figura 12. Reconstrucción MVCBCT.

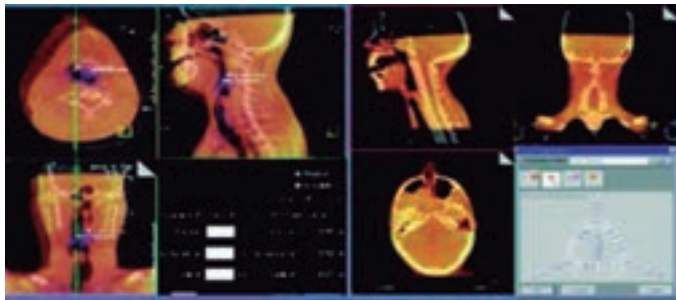


Figura 13. Registro de la imagen de tomografía cónica de megavoltaje.

Adquisición de la imagen

La adquisición se realiza con un solo arco isocéntrico. La longitud del arco descrito por el brazo del acelerador lineal para la toma de las proyecciones es

de 200°. Este proceso es similar al realizado con un TC convencional, salvo que en aquel para reconstruir una imagen 2D se utiliza las señales de un sistema lineal de detectores y en este se utiliza una matriz 2D.

El conjunto de datos reconstruidos es una imagen 3D. Esta imagen resultante no tiene artefactos. La imagen puede ser reconstruida en 2D en cualquier punto y en las tres orientaciones principales.

3.3. Sistema portal. Sistema de detección de la imagen. EPID de a-Si

El detector es el sistema portal del acelerador lineal. Los sensores del sistema portal son fotodiodos de silicio amorfo (a-Si) que están depositados sobre un sustrato de cristal, con una capa centelladora (ver figura 14 y 15). Los píxeles tienen un *pitch* de 400 μm y hay 1024 x1024 píxeles que cubren un área aproximada de 40 cm x 40 cm. El panel de a-Si se acciona sincronizado con el acelerador lineal funcionando con baja tasa de dosis absorbida (nominal de 50 $\mu\text{M}/\text{min}$ modificada) con una frecuencia de pulsos más alta que en el modo convencional (ver figura 16). La adquisición de las imágenes de cada una de las proyecciones tiene suficiente calidad para que puedan utilizarse en una reconstrucción 3D. De este modo, se suministra al paciente una pequeña dosis absorbida de radiación. Las imágenes que se obtienen tienen suficiente resolución y permiten registrar el tejido óseo y las cavidades aéreas de la anatomía del paciente con las imágenes de TC obtenidas para la planificación dosimétrica. Las precisiones que se consiguen son del orden del milímetro, lo que permite centrar al paciente en la posición de tratamiento de una forma exacta.

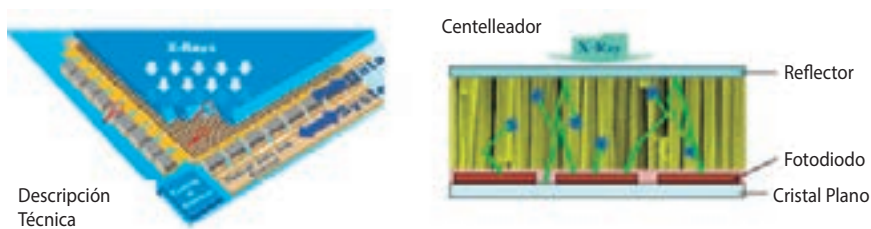


Figura 14. Proceso de detección del panel plano.

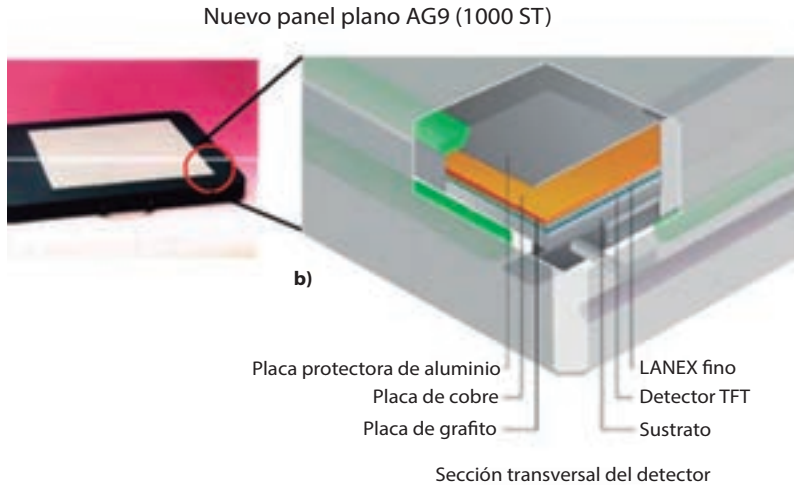


Figura 15. Diseño del panel plano.

MVCB Sintonización

* Comparación sintonización haz modo MVCB con modo baja tasa 50 UM/Min

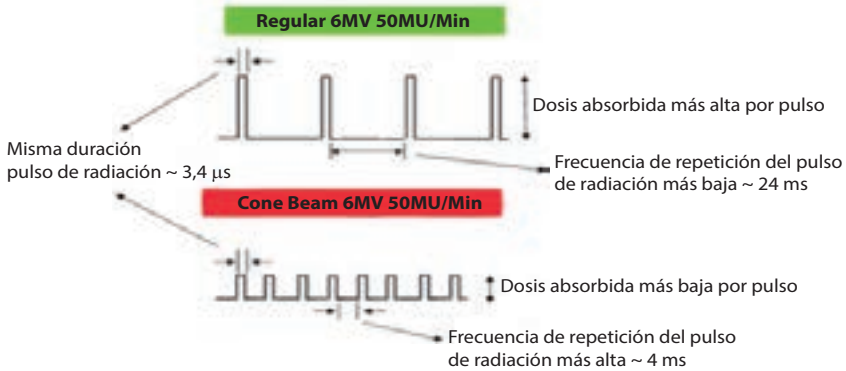


Figura 16. Frecuencia de pulsos en acelerador lineal en modo MVCB y en tasa de 50 UM/min.

Para adquirir estas imágenes se realizan tres correcciones automáticamente. La primera, una corrección del "offset", para corregir corrientes oscuras ("dark current") en cada píxel. Segunda, se corrige la ganancia para

homogeneizar las diferentes sensibilidades de los píxeles. Tercera, se realiza una corrección de los píxeles dañados, reemplazándolos, en su caso, por el valor medio de los 8 píxeles adyacentes.

Como se ha dicho, se diseña un modo especial de disparo-adquisición para maximizar el cociente señal/ruido y así evitar artefactos en la señal. Este modo lo acciona directamente el acelerador lineal al escoger la utilidad MVCB.

3.4. Haz con baja tasa de dosis

Para utilizar el MVCB el acelerador se debe calibrar dosimétricamente (determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia) según el protocolo elegido en la calibración clínica (por ejemplo el TRS 398).

Por cuestión de seguridad, las unidades monitoras que se fijan en el sistema monitor del acelerador difieren de las unidades monitoras suministradas en la adquisición de "Cone Beam". Así, por ejemplo, si fijamos 10 UM en el sistema monitor del acelerador lineal, las unidades monitoras utilizadas en la adquisición serían $10 \cdot 0.9 \pm 5\%$, es decir, estarían entre 8.55 y 9.45 UM.

El MVCB requiere por una parte muy bajas tasas de dosis en cada proyección (entre 0.1 a 0.01 MU) y que la estabilidad del haz sea completa y óptima. Esto sólo se alcanza si se realiza un ajuste especial de la potencia del haz ("beam peaking"). Como el MVCB requiere que el haz se forme rápidamente, los parámetros del haz se ajustan de tal manera que la dosis por pulso se reduzca aproximadamente al 10% de su valor en condiciones normales, y la frecuencia de repetición de los pulsos se ajusta a 250 pps, manteniendo la misma tasa de dosis que en el modo convencional de baja tasa de dosis.

De esta forma, los parámetros dosimétricos de ajuste de la máquina, conocidos como "Softpots", se ajustan para que:

- la dosis por pulso sea de aproximadamente 0.0033 MU, es decir, unas 6 veces menor que la dosis por pulso normal en baja tasa de dosis con haces de 6 MV (50 UM/min).
- una frecuencia alta de pulsos (cerca de 250 pulsos por segundo), que es cerca de 6 veces más alta que la frecuencia de la baja tasa de dosis normal que tiene el equipo con haces de 6 MV (50 UM/min).

Cuando se alcanza la dosis en la proyección considerada el haz se interrumpe y una señal dispara la lectura del panel plano. El tiempo entre proyecciones dependerá de la cantidad de unidades monitoras dadas por proyección, del tiempo de integración del haz y del margen que se fije para tener en cuenta que el movimiento del brazo del acelerador puede no ser suave. La velocidad

del brazo y el tiempo de radiación se sincronizan para conseguir las 200 proyecciones que resultan ser las adecuadas para obtener una buena resolución en la imagen 3D. Sin embargo, el único parámetro que puede controlar el usuario son las unidades monitoras (Figura 17).

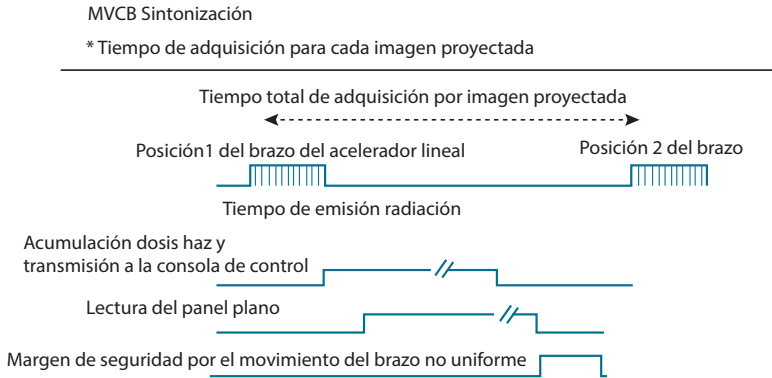


Figura 17. Secuencia de adquisición, lectura y descarga por imagen en cada proyección.

Las características del sistema se detallan en la tabla 10.

• Geometría de la adquisición	
Distancia fuente-eje (SAD)	100.0 cm
Distancia fuente panel plano (SID)	145.0 cm
Ángulo del cono	7.8°
Máximo tamaño de campo proyectado en el isocentro	27.4 cm x 27.4 cm
Longitud cráneo caudal de la imagen (CIL)	5.0–27.0 cm (mordaza independiente)
• Haz de rayos X	
Energía del Haz	6 MV
Filtración añadida	Filtro aplanador
Factor de campo	1 MU = 1 cGy a d_{max} para un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a 100 DFS
Exposiciones disponibles	2.7–54 MU (8.0 MU)
• Panel plano	
Tipo de detección	Indirecta
Denominación	RID 1640 AG9-ES
Formato de la matriz	1024x1024 píxeles

Convertor	Placa de cobre de 1 mm
Nombre del centellador	"Kodak Lanex fast"
Material del Centellador	133 mg/cm ² Gd ₂ O ₂ S:Tb
Tamaño del píxel	0.4 mm
Área	40.96 cm x 40.96 cm
Tasa nominal de "frames"	0.16 "frame"/s
Máxima tasa de "frames"	7 "frame"/s
Tiempo de lectura	140 ms
• Procedimiento de adquisición	
Número de proyecciones	200
Incremento angular de las proyecciones	1°
Inicio y final de los ángulos del brazos	270°-110°
Máxima velocidad de rotación del brazo	1 vuelta/min
• Parámetros de reconstrucción	
Máximo campo de visión	27.0 cm x 27.0 cm x 27.0 cm
Matriz de reconstrucción dirección x, y, z	128, 256, 512
Lado del vóxel en mm (x, y, z)	2, 1, 0.5
Espesor de corte de la imagen reconstruida	1, 3, 5 mm
Filtro de proyección ("Projfilt")	"Edge enhancing", "Edge preserving", "Smoothing"
Proyección ("Binning")	1 ó 2
Filtro de transmisión ("Transfilt")	Promedio
• Difusión	
Corrección de uniformidad	Cabeza y cuello, pelvis factores de corrección
Espesor de corte presentado	3 mm

Tabla 10. Características del sistema MVCBCT (SIEMENS).

3.5. Reconstrucción de la imagen

La reconstrucción MVCBCT (*CONE-BEAM CT*) implica una geometría isocéntrica fija, como en TC convencional, y una relación fija entre la imagen plana y la fuente. En el caso de un acelerador la geometría entre la fuente de radiación, el paciente y el panel plano no se conoce de forma precisa, por ello el sistema MVCB debe disponer de una herramienta que tenga en cuenta esta situación, permitiendo caracterizar la reconstrucción de cada punto en el volumen 3D respecto de la imagen 2D. La manera en que el sistema lo realiza consiste en

generar el proceso por el cual mediante un maniquí cuya geometría se conoce muy bien, establece una correspondencia entre los puntos del maniquí y las proyecciones de éste en las imágenes. De esta forma, se elimina la necesidad de medir los parámetros para cada ángulo del haz y los factores geométricos que son relevantes para la geometría de la adquisición (CBCT). Se miden y se capturan en una serie de transformaciones homogéneas obtenidas mediante un proceso simple de calibración. Este proceso se denomina Calibración geométrica del "Cone Beam" (en inglés, *Cone Beam Geometry Calibration*) (Figura 18).

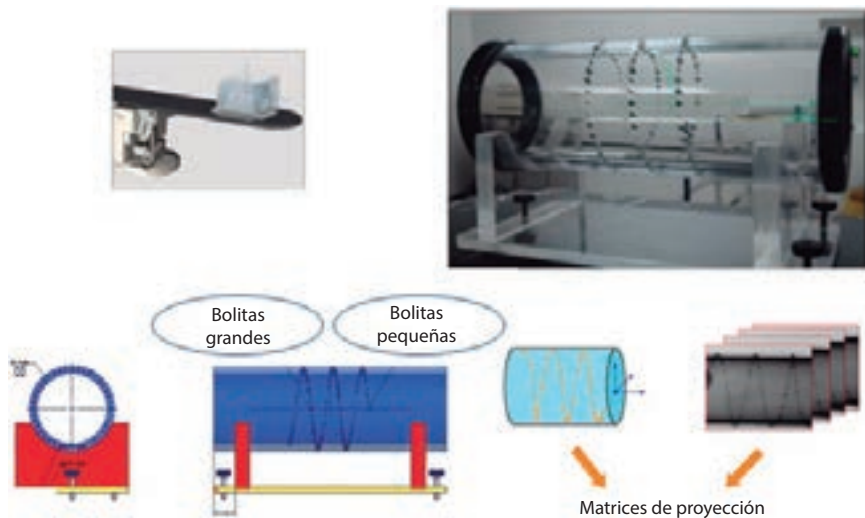


Figura 18. Calibración geométrica.

Para reconstruir las imágenes 3D de MVCB (ver figura 19 y 20) se deben realizar los siguientes pasos para cada vóxel en el volumen de reconstrucción:

1. Obtener información del haz no atenuado (I_0). Este I_0 es esencial en la reconstrucción 3D ya que va a permitir calcular la atenuación del haz y por lo tanto los números CT. Esto se realiza dentro del procedimiento denominado calibración de la ganancia ("*Cone beam gain*").
2. El vóxel 3D lo proyectamos a la imagen plana del "*flat-panel*" usando la matriz de proyección. En un sistema de coordenadas homogéneo, la posición del vóxel (del volumen de interés) $X = [x,y,z,1]$ se proyecta a la posición del píxel en la imagen $x = [wu,wy,w] = [u,v,1]$ con la matriz de

proyección P, por la aplicación $x = PX$; las matrices de proyección son directamente utilizadas en un algoritmo de retroproyección basado en un método ("*voxel-driven filtered*"). Estas matrices se obtienen mediante el procedimiento denominado calibración geométrica ("*Cone beam geometry calibration*"), y son, por tanto, el objeto de dicho procedimiento.

3. Se utiliza un algoritmo de conversión para obtener el coeficiente de atenuación de cada píxel y , a partir de él, los números CT de la imagen. El CBCT reconstruido es de un cubo de 274 mm x 274 mm x 274 mm. Previamente, la imagen portal se ha corregido por ganancia, "*offset*" y "*dead píxel*", después se le aplica una conversión logarítmica tal como $N(u,v) = \ln[I(u,v)/I_0]$ donde $N(u,v)$ es el nuevo valor del píxel en las coordenadas u, v en el "*flat-panel*" e I_0 es la intensidad sin atenuación. El cubo reconstruido está centrado en el isocentro del acelerador.
4. El dato de cada píxel perteneciente a la imagen proyectada es pesado y filtrado tomando este nuevo valor $N(u,v)$.
5. El píxel con la intensidad filtrada es retroproyectado al correspondiente vóxel en el volumen de reconstrucción (filtrada porque aún después de 256 proyecciones el objeto no queda totalmente resuelto) (ver figura 20). Cada vóxel en el volumen tiene un centro que se refiere al isocentro de la máquina. El punto de partida es, a partir de las matrices de proyección, el centro del vóxel del volumen 3D que se proyecta sobre un punto de la imagen del "*flat-panel*". Este proceso se realiza para todos los puntos en el volumen de reconstrucción y para cada una de las imágenes proyectadas. Así, cualquier objeto (es decir, paciente) que se encuentre dentro del volumen de reconstrucción es enteramente procesado por las matrices de transformación.

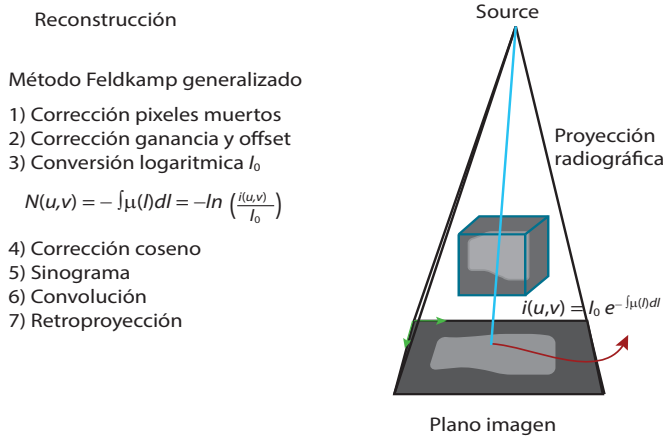


Figura 19. Algoritmo de reconstrucción.

3.6. Software de reconstrucción

Es el paquete de *software* que va a servir para registrar la imagen obtenida en MVCB con las imágenes de TC de planificación. Se denomina “*Coherence Adaptive Targeting*” (AT). Es una aplicación basada en la plataforma *Syngo* (Entorno SIEMENS) para utilizarse en la radioterapia guiada por la imagen. Principalmente entraña un análisis de imágenes volumétricas adquiridas inmediatamente antes del tratamiento y se acoplan con imágenes de TC convencional, utilizadas en la planificación del tratamiento, incluyendo estructuras contorneadas, puntos de referencia y descripciones de haces. Los datos de la planificación se alinean con los de tratamiento. Puede realizarse un registro automático o manual. A partir de este análisis se determinan las modificaciones en la posición del paciente y permite tener un registro de las posiciones del paciente a lo largo del tratamiento radioterápico.

Tiene dos fases:

1. Fase de planificación: importación de los datos del sistema computarizado de planificación de tratamientos (TPS).
2. Fase de tratamiento: realizar la adquisición volumétrica con el MVCB y registro con el TC del paciente.

- Reconstrucción del FOV
 - Plano giro
 - Región cilíndrica donde la reconstrucción es buena
 - Peor calidad en los bordes
 - A lo largo del eje de rotación:
 - Región compleja
- Volumen de reconstrucción:
 - Arbitrar tamaño del cubo
 - Arbitrar número de voxels
$$\text{Voxel Size} = \frac{\text{Cube size}}{\text{Number voxels}}$$
 - Para R2, se fija 28 cm con 256 de resolución



Figura 20. Proceso de reconstrucción.

3.7. Nuevos avances en MVCBCT

En la actualidad el fabricante SIEMENS ofrece una nueva variante de MVCB; difiere de lo expuesto hasta aquí en que ya no se trata del propio haz de tratamiento, sino de un nuevo haz de 4 MV que se produce al hacer incidir el haz de electrones en un blanco de carbono del mismo modo que se hace en la producción de electrones, invalidando esta opción en la máquina. El resultado en la calidad de la imagen es netamente significativo (Figuras 21 y 22).

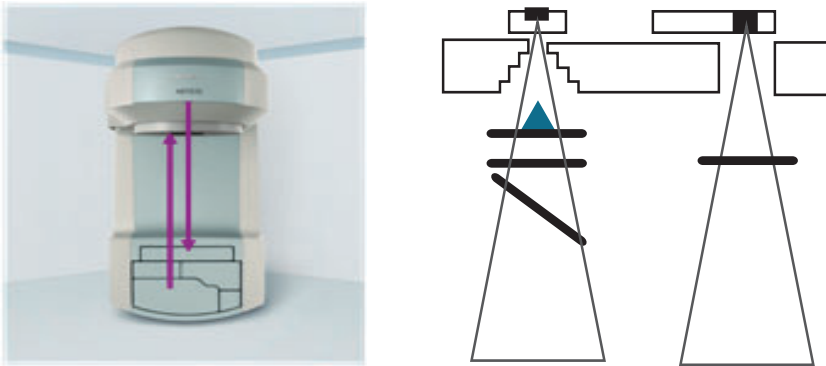


Figura 21. Sistema k-View de SIEMENS con MVCB con filtro de carbono.

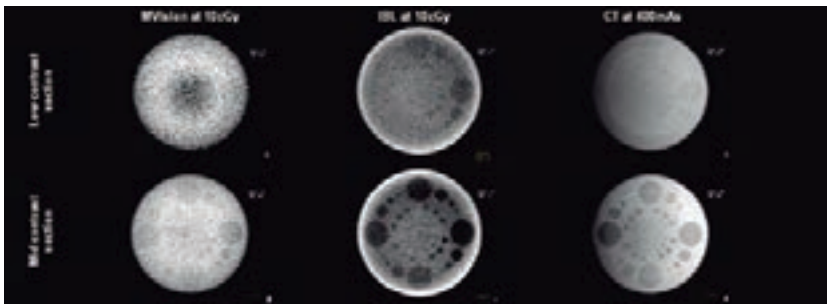


Figura 22. Sistema k-View de SIEMENS con MVCB con filtro de Carbono. Comparación calidad de imagen. Gentileza de Ali Bani-Hashemi.

3.8. Características Técnicas del CBCT del ARTISTE

La diferencia más importante del sistema de imagen que se instala en los aceleradores ARTISTE es la posibilidad que tiene este sistema de desplazamiento lateral (llamado modo EFOV "Extended Field of view"). Además el equipo incorpora nuevas posibilidades para la realización del CBCT.

Así mientras que en el caso del ONCOR el volumen de reconstrucción era de 27.4 cm x 27.4 cm x 27.4 cm, en el ARTISTE, con el modo extendido se pue-

den obtener imágenes de un volumen de 40 cm x 27.4 cm x 27.4 cm (las dimensiones se refieren en torno al isocentro).

- Respecto a la realización de TC por haz cónico, el ARTISTE permite las siguientes configuraciones
- CBCT con longitud de arco completa (360°) mientras en el ONCOR el arco era de 200°. El ARTISTE permite también utilizar una longitud de arco corta.
- Ángulo de Inicio y finalización del arco: en el caso de la longitud larga, el brazo va de -180° a 180° (si se hace en el sentido a favor de las agujas del reloj).
- En el caso de la longitud corta de ángulo (200°), en dirección de sentido horario puede comenzar entre 170° y 350°. (En dirección de sentido antihorario el comienzo puede ir de 10° hasta 190°).
- El modo EFOV sólo se puede realizar para una longitud de arco larga (360°).

Otra variable que aparece como seleccionable es la opción de muestreo (aunque SIEMENS no aconseja valores diferentes de 10). Para arcos de 360° las posibles frecuencias de muestreo son de 9, 10 y 20 (1/10 de proyecciones por grado). Asimismo, permite configurar el total de proyecciones (imágenes planares a utilizar en la reconstrucción) de 180, 360, 400, 450 y 600 (también para arcos de 360°). En el caso de arcos de 200°, permite seleccionar la opción de muestreo en 5, 10 y 20 y con un total de proyecciones de 100, 200 y 400.

Respecto a las pruebas y calibraciones recomendadas por SIEMENS para el ARTISTE, la mayor diferencia se produce en la calibración de las ganancias.

En la calibración de ganancia 2D sólo se realizan dos adquisiciones, y en ambos casos se pone en el porta-accesorios un accesorio consistente en una lámina de acero. El mismo accesorio se utiliza en la calibración de ganancia del CBCT. También se requiere hacer una calibración de ganancia específica para la calibración geométrica.

Otra diferencia es que en el ARTISTE, en las calibraciones de ganancia 3D se usan arcos de 360°. Se adquieren dos imágenes

- Gain_CB Para el panel de imagen centrado
- Gain_CB EFOV Para el panel de imagen desplazado

Para finalizar, la frecuencia de pruebas y calibraciones recomendadas por SIEMENS se presentan en la tabla 11.

Alineación mecánica del panel plano	Diaria
Control de calidad de la imagen	Semanal
Calibración de ganancia 2D	Dos por mes
Calibración de ganancia 3D	Dos por mes
Calibración de ganancia para calibración geométrica	Dos por mes
Calibración geométrica	Dos por año
Chequeo de calibración de XRETIC	Mensual
Calibración de dosis absorbida del haz de imagen	La misma que en los haces de tratamiento

Tabla 11. Frecuencia de la pruebas de control de calidad propuestas por SIEMENS.

4. Sistema IGRT de VARIAN

El control del tratamiento radioterápico mediante la imagen, en los aceleradores VARIAN de última generación se realiza con un sistema de imagen por rayos X compuesto por un tubo y un detector o “*flat panel*”, además del equipo electrónico de imágenes portales (EPID) o “*Portal Vision*”. El equipo de rayos X está montado en dos brazos perpendiculares al estativo (“*gantry*”) del acelerador lineal y por lo tanto al “*Portal Vision*”.

Así el acelerador dispone de dos sistemas de imagen que pueden trabajar simultáneamente: uno de rayos X en el rango de kV cuyo nombre comercial es “*On Board imager*” (OBI) y otro en el rango de MV, de tal forma que podemos obtener pares de imágenes ortogonales simultáneamente (una de kV y la otra con MV) o pares de imágenes ortogonales con cada sistema independiente moviendo el estativo del acelerador. Los movimientos de los dos sistemas pueden ser controlados por el mismo mando emisor de infrarrojos.

El OBI también puede trabajar en modo 3D, rotando hasta 360° alrededor del paciente mientras toma un conjunto de imágenes que mediante un *software* da lugar a una reconstrucción 3D de la zona de interés; este modo de trabajo es lo que se conoce como “*Cone Beam Computed Tomography*” (CBCT).

Tanto el modo de trabajo 2D como el CBCT disponen de *software* que permiten superponer de forma manual o automática, las imágenes utilizadas en la planificación, con las tomadas antes del tratamiento, evaluar las diferencias en la posición y corregirlas manual o automáticamente. El modo de trabajo en 2D es adecuado para la corrección de las diferencias en la posición en el inicio (“*set-up*”) o entre las distintas sesiones, y el CBCT proporciona información de

los tejidos blandos y de las estructuras óseas, aunque también permite la corrección de los movimientos.

El sistema se puede usar para verificar y corregir la posición del paciente previo al tratamiento utilizando las herramientas de registro basado en la anatomía del paciente o las correspondientes al registro por marcas fiducias. La adquisición de imágenes, el registro de imágenes y las herramientas de corrección están disponibles en una misma estación de trabajo, de tal forma que las imágenes pueden ser utilizadas inmediatamente antes del tratamiento.

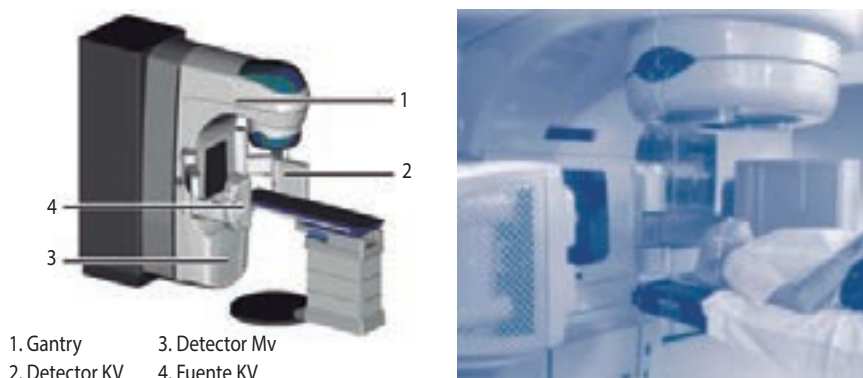


Figura 23. Esquema y fotografía del sistema OBI de VARIAN instalado en un equipo TRILOGY. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

El sistema de imagen OBI fue instalado en el 2005 en los aceleradores lineales VARIAN, especialmente en el equipo TRILOGY (Figura 23); en el año 2010 VARIAN saca al mercado su nuevo acelerador TRUE BEAM que incorpora un nuevo sistema de imagen cuyas diferencias con el sistema OBI se explican en el párrafo 4.4 y siguientes.

4.1. Especificaciones técnicas del sistema OBI

El sistema OBI de VARIAN está formado por un emisor de RX y un detector de silicio amorfo, los cuales se pueden mover alrededor del paciente mediante los brazos robotizados y colocarse en cualquier ángulo; cuando no se utilizan se retraen a una posición segura. Todos estos movimientos se controlan mediante un mando a distancia en la sala de tratamiento o en la consola del OBI.

4.1.1. Emisor de RX

El emisor de RX está compuesto por un tubo de RX y un colimador. El tubo tiene un ángulo de blanco de 14° y dos focos de 0.4 y 0.8 mm que pueden ser seleccionados por *software*. Las características del emisor de RX se resumen en la tabla 12.

El colimador permite trabajar con campos simétricos y asimétricos, cada mandíbula tiene un recorrido entre +250 mm y -35 mm en el isocentro y los tamaños de campo máximos y mínimos en función de las distancias se detallan en la tabla 13.

La posición de cada mandíbula se controla por *software* en la consola de operación. Dispone de un control automático, "TRACK ON/OFF" que ajusta la posición de las mandíbulas a la posición del detector de rayos X, de forma que solo se irradie el área activa, protegiendo la zona circundante.

En la tabla 14. se muestra la atenuación del haz de RX por los distintos componentes del emisor de RX.

Modelo del tubo de RX	G242
Ánodo	Tungsteno (ánodo rotatorio de 102 mm)
Capacidad calorífica del ánodo	445 kJ (600.000 HU)
Capacidad calorífica de la carcasa	1480 kJ (2.000.000 HU)
Tasa de enfriamiento	Ánodo: 2000 W (162.000 HU/min) al 100% del calor almacenado; 1000 W (81.000 HU/min) al 80% del calor almacenado Carcasa: 2000 W (162.000 HU/min) (máxima)
Puntos focales	0.4 mm x 0.6 mm o 0.8 mm x 1.1 mm
Ángulo del blanco	14°

Tabla 12. Especificaciones técnicas del emisor de RX.

Distancia Foco-Eje (cm)	Distancia Foco – Imagen (cm)	Tamaño de campo mínimo (cm x cm)	Tamaño de campo máximo (cm x cm)
80	80 en el isocentro	1.6 x 1.6	40 x 40
100	100 en el isocentro	2.0 x 2.0	50 x 50
80	162 distancia máxima	3.2 x 3.2	81 x 81
100	182 distancia máxima	3.6 x 3.6	91 x 91

Tabla 13. Dimensiones del campo de rayos X.

Fuente de RX	0.8
Montaje de la fuente de RX	2.0
Ventana de acrílico del colimador	0.4

Tabla 14. Atenuación del haz de RX (en mm de Al equivalente).

Por lo tanto, la filtración total del conjunto del emisor de RX es de 3.2 mm de aluminio equivalente.

4.1.2. Unidad de detección

La unidad de detección está formada por un detector de silicio amorfo con una superficie activa de 397 mm x 298 mm. Las características de la unidad de detección se resumen en la tabla 15.

Modelo del detector	<i>PaxScan 4030CB</i>
Tipo de detector	Silicio amorfo
Matriz máxima de píxeles	2048 x 1536
Área activa del detector	397 mm x 298 mm
Tamaño mínimo de píxel	194 μm x 194 μm
Pantalla de conversión	CsI:Tb
Tasa máxima de imágenes	15 fps
Rejilla	Ratio 10:1 con transmisión > 70%
Rango dinámico	18.400:1
Rango de operación limitado cuánticamente	10 nGy – 18.000 nGy

Tabla 15. Especificaciones técnicas de la unidad de detección.

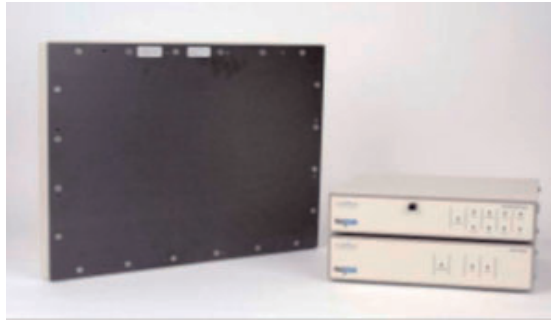


Figura 24. Unidad de detección. Cortesía ICO.

4.2. Modos de trabajo

El sistema trabaja en cuatro modos diferentes, tres de ellos en 2D: imágenes de fluoroscopia o radiográficas que se usarán para comparar con las radiografías digitales reconstruidas (DRR) y una tercera tridimensional que proporciona cortes de tomografía computarizada (CBCT) que se pueden comparar con los cortes de TC utilizados en la planificación del tratamiento. También existe la posibilidad de hacer una verificación previa al tratamiento basada en la adquisición de imágenes de fluoroscopia en el caso que el tratamiento sea controlado por la respiración.

La técnica de trabajo (kV y mA) se selecciona en la consola de operación, pero también se puede utilizar una de las técnicas preprogramadas y ajustarla a las características concretas del paciente

4.2.1. Modos de trabajo planares o 2D

Este es el modo de trabajo en el que el sistema OBI trabaja con imágenes planares. En la tabla 16, se resumen las características técnicas del modo de adquisición en 2D.

Modos de imagen	Radiografía digital de alta calidad (" <i>single gain</i> "): 2048 x 1536 píxeles (agrupamiento 1 x 1 @ 7.5 fps)
	Radiografía digital de calidad estándar (" <i>dual gain</i> "): 1024 x 1536 píxeles
	(agrupamiento 2 x 1 @ 11 fps) (modo utilizado para los modos de adquisición CBCT)
Rango de tensiones	Fluoroscopia pulsada: 1024 x 768 píxeles (agrupamiento 2 x 2 @ 15 fps)
Rango de intensidades	40 – 125 kVp (grafía y escopia pulsada)
Rango de tiempos (grafía)	10 – 80 mA (grafía y escopia pulsada)
Rango de tiempos (escopia pulsada)	4 – 250 ms
Resolución espacial alto contraste	2 – 32 ms
Resolución bajo contraste	≥ 1.29 pl/mm (para agrupamiento 2 x 2)
	≥ 2.58 pl/mm (para agrupamiento 1 x 1)
	≤ 2.33% (para agrupamiento 2 x 2)

Tabla 16. Características del modo de adquisición 2D.

El procedimiento de trabajo en modo 2D consta de 3 fases distintas: adquisición de imágenes, registro de imágenes con las correspondientes de referencia y aplicación al plan de tratamiento de los desplazamientos de la mesa encontrados en el proceso de registro.

En la fase de adquisición de imágenes, la aplicación del OBI dispone de distintos protocolos prediseñados para adquirir las imágenes en modo 2D dependiendo de la localización (tabla 17).

Pelvis AP	Pelvis Lateral	Cabeza AP	Cabeza Lateral	Tórax AP	Tórax Lateral	Abdomen AP	Abdomen Lateral
-----------	----------------	-----------	----------------	----------	---------------	------------	-----------------

Tabla 17. Modos de adquisición 2D.

Para cada una de las técnicas, están predefinidas unas características fijas de exposición (kVp, mA y ms). Asimismo, es posible escoger el espesor correspondiente de la zona de exploración (pequeño, mediano y grande) de tal forma que el sistema nos modifica automáticamente los mAs en función del espesor.

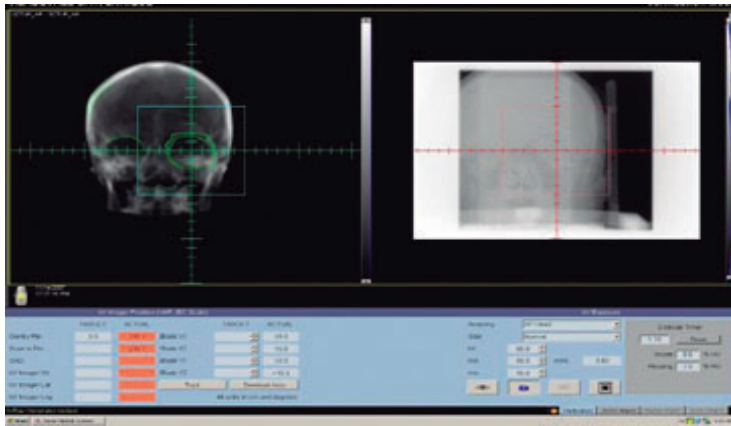


Figura 25. Ejemplo de adquisición 2D (derecha) con su imagen de referencia asociada (izquierda). Datos de ICO-SFMPR.

En el proceso de registro de imágenes, la aplicación dispone de ciertas herramientas para facilitar y automatizar el proceso de registro de las imágenes adquiridas con las de referencia (véase apartado de registro automático). En este proceso la aplicación nos da las coordenadas (vertical, longitudinal y lateral) actuales de la mesa, los desplazamientos que deberían realizarse en cada una de las direcciones (*"Shift"*) y que vienen determinados por el proceso de registro y las posiciones finales de la mesa, una vez realizado los desplazamientos indicados (véase las imágenes para cada uno de los modos de trabajo).

Finalmente se pueden aplicar de forma automática los desplazamientos indicados por la aplicación.

Es posible realizar de distintas maneras el procedimiento de registro para verificar y corregir la posición del paciente previamente al tratamiento, dependiendo del número de imágenes adquiridas, presencia de marcas fiducias y verificación de tratamientos controlados por la respiración.

4.2.1.1. Registro de una sola imagen (*"2D Match"*)

En este modo de trabajo adquirimos una sola imagen que es comparada con la imagen de referencia o DRR, de tal forma que el resultado final es el desplazamiento de la mesa en 2 de las 3 dimensiones. En la figura 26 se muestra el proceso de registro trabajando en modo 2D.

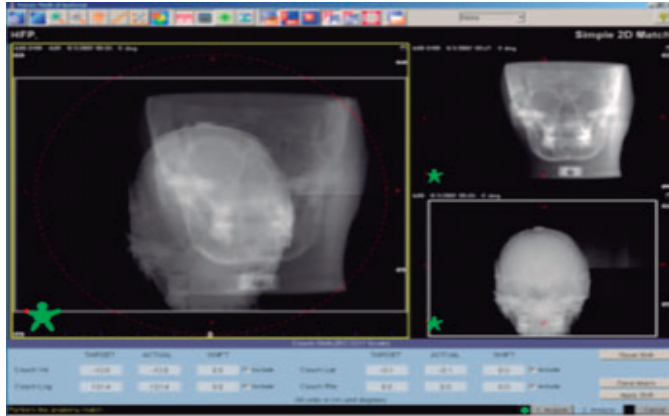


Figura 26. Ejemplo del proceso de registro con una sola imagen ("2D Match"). Datos ICO-SFMPR.

4.2.1.2. Registro de dos imágenes ortogonales ("**2D/2D Match**")

En este modo de trabajo se adquieren 2 imágenes ortogonales y se comparan con las imágenes de referencia, de modo que el resultado final es el desplazamiento en las 3 dimensiones (Figura 27).

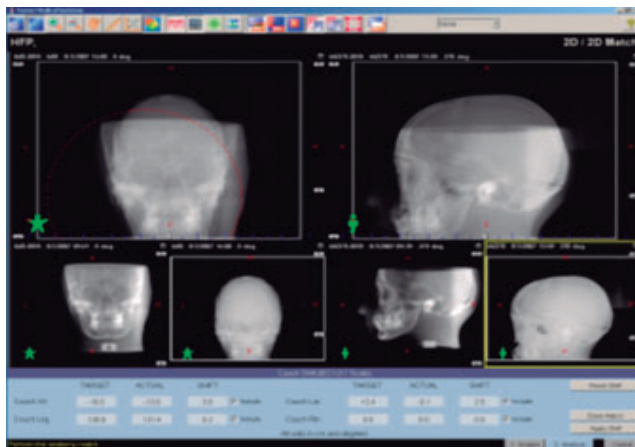


Figura 27. Ejemplo del proceso de registro con dos imágenes ortogonales ("**2D/2D Match**"). Datos ICO-SFMPR.

4.2.1.3. Registro por marcadores fiduciales ("**Marker Match**")

Para usar este modo de trabajo, es preciso que al paciente se le hayan implantado al menos tres marcas fiduciales. Se requieren 2 imágenes ortogonales y la localización de estas marcas respecto al isocentro de tratamiento utiliza las imágenes del TC de referencia. Las marcas fiduciales en el TC de referencia pueden detectarse tanto previamente en el propio sistema de planificación como directamente en la aplicación del OBI antes de realizar el proceso de registro (Figura 28).

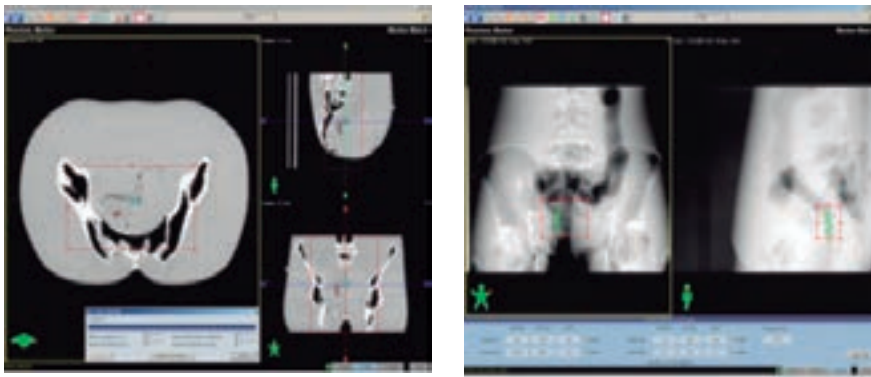


Figura 28. Ejemplo del proceso de registro con marcadores fiduciales ("**Marker Match**"). Datos ICO-SFMPR.

4.2.1.4. Verificación con imágenes de fluoroscopia

También es posible realizar verificaciones previas al tratamiento para aquellos que funcionan con control del ciclo respiratorio ("*gating*") adquiriendo imágenes de fluoroscopia para verificar el correcto movimiento de la zona de tratamiento.

4.2.2. Modos de trabajo tridimensionales o 3D

En modo de trabajo 3D, el sistema reconstruye una serie de proyecciones que se adquieren al girar el estativo del acelerador. Estas imágenes se comparan con las imágenes del TC de referencia.

4.2.2.1. Registro de imágenes tomográficas (“3D/3D Match (CBCT)”)

Las imágenes de CBCT se obtienen a partir de 360 o 655 proyecciones adquiridas en una rotación parcial o completa del equipo, respectivamente. Puede trabajar en dos modos de adquisición: uno utilizado en zonas de pequeño diámetro como cabeza y cuello, en el que el detector se centra en el eje de rotación con lo que se obtiene un diámetro máximo de reconstrucción de 25 cm, modo “full-fan”; y el segundo o “half-fan” en el que el detector es desplazado 14.8 cm, de forma que en cada proyección de los primeros 180° de rotación solo se obtiene una mitad de la imagen, y en los 180° siguientes la otra mitad. El modo “half-fan” con un diámetro máximo de reconstrucción de 45 cm es adecuado para zonas grandes como pelvis, etc. La calidad de la imagen es peor que cuando se trabaja en modo “full-fan”.

Unos filtros especiales de aluminio denominados “bow tie filter” (Figura 29) colocados manualmente, atenúan la exposición en los límites del campo, reducen la dispersión del haz y la dosis absorbida en piel a la vez que permiten mejorar la calidad de la imagen, de tal forma que se recomienda su uso también para la adquisición de imágenes planares; Osei *et al.* publican que la dosis absorbida en piel, puede llegar a disminuir en un 23 % cuando se utilizan estos filtros (Osei *et al.* 2009).

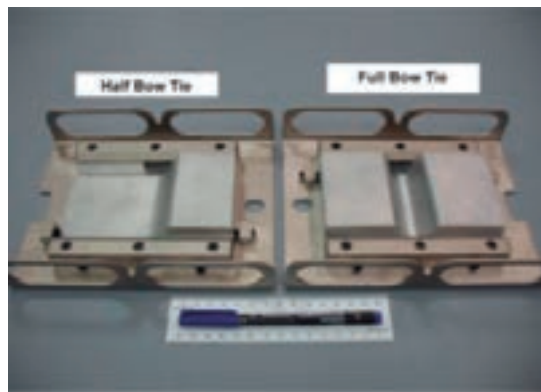


Figura 29. Filtros para adquisición CBCT “half fan” (izquierda.) y “full fan” (derecha.) Cortesía de VARIAN Medical Systems.

4.2.2.2. Protocolos de adquisición y proceso de reconstrucción

Las características de los protocolos predefinidos para la adquisición del CBCT son los que se muestran en la tabla 18.

Protocolo	kV	mA	ms por proyección	Recorrido angular	Número de proyecciones
Cabeza dosis estándar	100	20	20	200°	360
Cabeza alta calidad	100	80	25	200°	360
Cabeza baja dosis	100	10	20	200°	360
Tórax baja dosis	110	20	20	360°	655
Pelvis	125	80	13	360°	655
Pelvis con ampliación	125	80	25	200°	360

Tabla 18. Características de adquisición de los protocolos CBCT.

Todos los protocolos trabajan con una distancia fuente-detector de 150 cm. Tanto los protocolos de cabeza como el de pelvis con aumento utilizan un modo “full fan” mientras que el resto trabajan en modo “half fan”.

En el proceso de reconstrucción de las imágenes planares, basado en la retroproyección filtrada (convolución del tipo “Shepp-Logan” con filtro de reconstrucción “Modified Blackman window”), es posible seleccionar el filtro de preprocesado, el grado de filtrado de la reconstrucción que va desde la opción “Ultra-Smooth” hasta la opción “Sharp” y el filtro de postprocesado. Para los filtros de pre y postprocesado las dos únicas opciones son “Adaptive Noise” o desactivar dicho filtro.

La matriz de reconstrucción de la imagen puede ser de 128 x 128, 256 x 256, 384 x 384 o 512 x 512. También se aplica a las imágenes un algoritmo de supresión de artefactos de anillo, del cual podemos seleccionar su intensidad (“Weak”, “Medium” o “Strong”). El espesor de corte de las imágenes reconstruidas, podemos seleccionarlo desde 1 mm hasta 10 mm en pasos de 0.5 mm hasta los 5 mm.

En la tabla 19, se especifican algunas de las características técnicas del CBCT

Rango de números CT	-1024 a +3072
Desviación del número CT	± 40 HU en un maniquí de 20 cm de diámetro
Resolución espacial	6 pl/cm en modo de adquisición “full fan” (“Standard dose head” con espesor de corte de 2.5 mm) y 4 pl/cm en modo de adquisición “half fan” protocolo de pelvis con espesor de corte de 2.5 mm)

Resolución de bajo contraste	Objeto de 15 mm de diámetro en 1% CATPHAN 504, con un espesor de corte de 2.5 mm en modo de adquisición "half fan" (protocolo de pelvis)
Ruido	1% con dosis CTDIw de 50 mGy en un maniquí de agua de 20 cm de diámetro y cortes de 10 mm
Uniformidad del número CT	± 40 HU del centro al extremo en un maniquí uniforme de 20 cm de diámetro
Linealidad del número CT	Coefficiente de regresión lineal entre número CT y atenuación 0.95, en una calibración de 4 puntos
Diámetro de reconstrucción ("Field of view")	24 cm de diámetro x 15 cm largo ("full fan") 45 cm de diámetro x 14 cm largo ("half fan")
Matriz de reconstrucción	128 x 128, 256 x 256, 384 x 384, 512 x 512
Espesor del corte	1-10 mm
Tiempo de adquisición y reconstrucción	100 s por 512 x 512 x 70 cortes y 650 proyecciones de entrada
CTDIw típicas	Cuerpo: 1.8 - 2.6 mGy/100 mAs Cabeza: 2.7 mGy/100 mAs
Exposiciones típicas	Cuerpo: 680 mAs (protocolo de pelvis) Cabeza: 145 mAs ("Standard Dose Head")
Carga de trabajo	> 20 escáner de cuerpo/hora > 100 escáner de cabeza de baja dosis /hora

Tabla 19. Características técnicas del equipo "Cone Beam Computed Tomography".

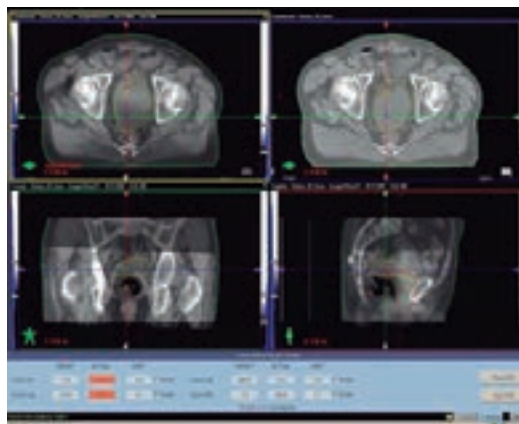


Figura 30. Ejemplo del proceso de registro con CBCT ("3D Match"). Datos ICO-SFMPR.

4.3. Procesos de registro automático

En el proceso de registro automático para las imágenes 2D se puede definir el rango de búsqueda y una serie de pasos distintos para los cuales se define el método de medida de la similitud o funciones objetivo, el optimizador del proceso, el tipo de interpolación, la resolución del paso y el valor de tolerancia a partir del cual se considera finalizado el paso del proceso de registro.

Las opciones disponibles para la medida de la similitud incluyen la información mutua, la correlación cruzada y el patrón de intensidades. Los optimizadores disponibles son el *"Direction Set"*, el *"Downhill simplex"* y el optimizador exhaustivo. En cuanto a la interpolación, ésta puede escogerse lineal o por vecino más cercano.

Existen unas características predeterminadas para el registro automático y que vienen descritas en la tabla 20.

Modo de trabajo	Número de pasos	Resolución	Medida de la similitud	Optimizador	Interpolación
"2D Match"	2	Paso 1: 2 mm Paso 2: 1 mm	Patrón de intensidades	<i>"Direction Set"</i>	Lineal
"2D/2D Match"	2	Paso 1: 2 mm Paso 2: 1 mm	Información mutua	<i>"Downhill Simplex"</i>	Lineal
"3D Match" (CBCT)	3	Paso 1: 8 mm Paso 2: 4 mm Paso 3: 2 mm	Información mutua	<i>"Downhill Simplex"</i>	Lineal
"Marker Match"	Algoritmo de detección de marcadores				

Tabla 20. Características del proceso automático de registro para los distintos modos de trabajo

En el modo de trabajo *"Marker Match"*, el sistema trabaja con un algoritmo de detección de las marcas fiducias y compara las coordenadas de dichas marcas en las imágenes de referencia con las correspondientes en las imágenes adquiridas. El algoritmo de detección necesita que se especifique el número de marcadores implantados, el diámetro y su longitud. Se han estudiado diferentes tamaños de marcadores, longitudes entre 3 y 5 mm y diámetros desde 0.8 a 1.1 mm y se ha visto que la imagen obtenida no es muy nítida, si el diámetro es inferior a 1 mm y la longitud a 5 mm.

Hay multitud de publicaciones sobre las desviaciones detectadas en la posición de los órganos (especialmente de la próstata) mediante técnicas de imagen complementadas con marcadores fiduciaros, pero el análisis de estos estudios supera el objetivo de este documento.

En el esquema que se presenta en la figura 31, se puede ver el funcionamiento del proceso de registro automático.

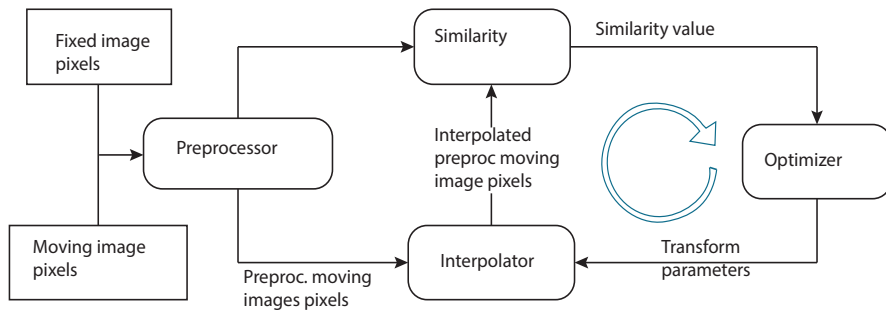


Figura 31. Esquema del proceso de registro automático. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

Es posible modificar las características de los pasos del proceso de registro automático o añadir otros, si el usuario así lo considera, aunque VARIAN asegura que dicha configuración predefinida de los parámetros es la que obtiene los resultados óptimos.

En el proceso de registro automático 2D, también es posible definir un rango de valores de píxel a tener en cuenta en el proceso, de tal forma que las áreas de la imagen con valores de píxel fuera del rango seleccionado serán ignoradas en el proceso de fusión. De todas formas, esta opción se utiliza sobre todo en el registro de imágenes 3D, donde la asociación entre números CT y regiones anatómicas resulta más sencilla. Por último, en el caso de registro de imágenes 2D/2D, se puede dar más peso al resultado del registro para una de las dos imágenes: en el caso de una pelvis, por ejemplo, en la que obtenemos dos imágenes ortogonales (una AP y otra lateral), uno de los desplazamientos (el cráneo-caudal) del proceso de registro viene dado por ambas imágenes. No obstante, en este caso concreto, la imagen lateral nos puede proporcionar una menor exactitud que la AP. De esta forma se define un factor de peso para la

imagen lateral (por defecto, está fijado en un valor de 0.3) durante el proceso de registro automático 2D.

De manera muy parecida al caso del proceso de fusión automático para las imágenes 2D, en el caso 3D también se trata de un proceso de registro por pasos con rango de búsqueda (de manera predeterminada ± 25 mm y $\pm 5^\circ$) y con las opciones descritas anteriormente. Se pueden modificar las características de los pasos del proceso de registro automático o añadir otros como en el caso 2D, si el usuario así lo considera aunque VARIAN asegura que dicha configuración predefinida de los parámetros es la que obtiene los resultados óptimos.

Tal como se ha comentado anteriormente, es posible definir un rango de números CT de la imagen a tener en cuenta en el proceso. Este rango de valores podemos seleccionarlo manualmente o también es posible seleccionar el rango de números CT predefinido para hueso (rango predefinido entre 200 y 3000 HU) o para tejido blando (rango predefinido entre 0 y 200 HU).

Siempre es necesario revisar el proceso de registro automático tanto en el caso 2D como en el 3D. Utilizaremos las herramientas de visualización disponibles y el registro manual para afinar el proceso y validarlo.

4.4. Especificaciones técnicas del sistema VARIAN True Beam Imaging System

4.4.1. Emisor de RX

La diferencia principal entre el emisor de RX del OBI y del sistema de imagen TRUE BEAM radica en el tubo de RX. El sistema TRUE BEAM dispone de otro modelo de tubo de RX (GS-1542) que tiene unas características algo distintas que el utilizado en el sistema OBI (G242). El tubo de RX, GS-1542 tiene un ángulo de blanco de 14° pero el tamaño del foco grueso es de 1 mm a diferencia de los 0.8 mm del foco grueso del sistema OBI (el foco fino se ha mantenido en 0.4 mm). Otra característica destacable del tubo de RX GS-1542 es la capacidad calorífica máxima del ánodo que es de 1.05 MJ (1.5 MHU), bastante más elevada que en el caso del tubo de RX del OBI que era de 0.4 MJ (0.6 MHU).

Las propiedades mecánicas del colimador no se han modificado: el colimador permite trabajar con campos simétricos y asimétricos, cada mandíbula tiene un recorrido entre +250 mm y - 35 mm en el isocentro, igual que en el sistema OBI. Los tamaños de campo máximos y mínimos en función de las distancias también son los mismos que los correspondientes al sistema OBI. En cuanto a la filtración en el caso del emisor de RX del TRUE BEAM, la filtración total del conjunto del emisor de RX es de 3.0 mm de aluminio equivalente a

75 kV, es algo inferior a la del OBI. En la tabla 21, se especifican las filtraciones equivalentes para cada uno de los componentes del emisor de RX.

Filtración inherente	2.7
Estructura del colimador	0.0
Ventana de acrílico del colimador	0.3

Tabla 21. Atenuación del haz de RX (en mm de Al equivalente) a 75 kV.

El emisor de RX dispone de una cámara de ionización de normalización, que mide la exposición del tubo de RX para compensar por las fluctuaciones de la exposición entre pulsos. Esta compensación se utiliza en las adquisiciones de CBCT.

4.4.2. Unidad de detección

La unidad de detección, un Paxscan 4030B, es exactamente la misma que la utilizada en el sistema OBI.

4.5. Modos de trabajo

4.5.1. Modos de trabajo planares o 2D

El sistema de imagen TRUE BEAM incorpora un filtro de titanio de 0.89 mm de espesor (5.6 mm de aluminio equivalente a 100 kV), que sirve para endurecer el haz de RX y absorber los fotones de más baja energía. Este filtro está instalado permanentemente a la salida del haz de RX.

Una novedad respecto al sistema OBI es que el equipo proporciona un indicador de la dosis en superficie de entrada del paciente, que se va acumulando para las distintas exploraciones 2D que se le realizan al paciente, de tal forma que queda registrado este valor junto a la sesión de tratamiento. El Servicio de Física Médica del ICO ha verificado el indicador de dosis, encontrando que la diferencia entre la dosis superficie medida y la registrada por el indicador está dentro del 15%, en todos los casos estudiados. La recomendación de este documento es que el usuario debería hacer esta verificación, para la mayor parte de los protocolos que se usan en el departamento, por lo menos al principio del uso del equipo, buscar la correlación entre ambos valores y la diferencia considerarla como una incertidumbre en el valor de dosis superficie registrada por el sistema.

El sistema de imagen del TRUE BEAM incorpora algunas modalidades de imagen para la verificación de la posición del paciente respecto al sistema OBI del TRILOGY:

- **kV “Beam’s eye view”**: esta modalidad de imagen permite adquirir una imagen de kV antes o después del tratamiento en la posición del brazo correspondiente al campo de tratamiento.
- **kV durante el tratamiento**: esta modalidad de imagen adquiere una imagen de kV ortogonal al campo de tratamiento por cada ciclo respiratorio (en el caso de que estemos realizando tratamientos con control de la respiración por “gating”). La adquisición de la imagen se realiza justo antes o después de la irradiación del tratamiento. Este tipo de imagen se utiliza para monitorizar el movimiento interno del paciente durante el tratamiento.

4.5.2. Modos de trabajo tridimensionales o 3D

Las características de los protocolos predefinidos para la adquisición del CBCT en el caso del sistema de imagen del equipo TRUE BEAM son los que se muestran en la tabla 22.

Protocolo	kV	mA	ms (por proyección)	Recorrido angular	Número de proyecciones
Cabeza	100	20	20	200°	360
Tórax baja dosis	125	20	20	360°	655
Pelvis	125	80	13	360°	655
Pelvis con ampliación	125	80	25	200°	360

Tabla 22. Características de adquisición de los protocolos CBCT.

Para el protocolo de cabeza el sistema interpone en el haz de forma automática el filtro “Full fan”, (Figura 32); para los protocolos de pelvis y tórax interpone en el haz de forma automática el filtro “Half fan”, y para el protocolo de pelvis con ampliación el sistema no interpone ninguno de los dos filtros (es decir, la adquisición tan sólo se realiza con el filtro de titanio de 0.89 mm de espesor).

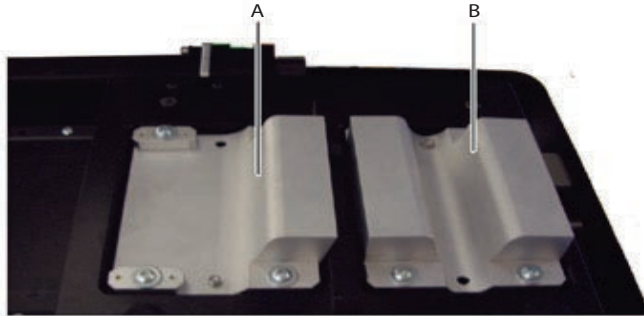


Figura 32. Filtros para adquisición CBCT. A) Tipo “Half fan”. B) “Full fan”. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

4.6. Características de la imagen

Las especificaciones técnicas de imagen son exactamente las mismas que para el OBI.

El sistema de imagen del TRUE BEAM⁴ incorpora un sistema para ajustar las posiciones del isocentro de MV y kV por *software*, a diferencia del sistema OBI del TRILOGY, donde cualquier desajuste en la posición de los isocentros (de tratamiento y del sistema de imagen kV) debe ajustarse por *hardware*. Este ajuste en el caso del sistema de imagen del TRUE BEAM, se denomina “*IsoCal*”.

4.6.1. Procedimiento “*IsoCal*”

El sistema de imagen TRUE BEAM incorpora un procedimiento en el cual el sistema determina la posición del isocentro del sistema de kV respecto al isocentro del sistema de MV.

El objetivo es determinar el alineamiento entre el sistema de MV (isocentro de tratamiento) y el sistema de kV y generar las correcciones necesarias de la fuente y el detector de kV como una función del ángulo de brazo.

La calibración “*IsoCal*” genera dos conjuntos de valores:

- Vectores de desplazamiento 2D, que representan el desplazamiento de la imagen requerido para que el isocentro de MV se proyecte en el centro de las imágenes kV y MV. Estos desplazamientos se utilizan para registrar las imágenes 2D con el isocentro de tratamiento.

- Para obtener estos desplazamientos se utiliza un maniquí cilíndrico de geometría conocida con una serie de insertos esféricos de tungsteno distribuidos en su periferia (Figura 34). Se compara cada proyección obtenida con la distribución de insertos teórica. Se realizan dos series de medidas, una usando el haz de MV para determinar el isocentro de MV y los posibles errores en la posición de los brazos que sustentan el detector de MV, y otro conjunto de medidas usando el haz de kV para determinar el isocentro de kV y los posibles errores en la posición de los brazos que sustentan el detector de kV.

El proceso general es el siguiente:

- Encontrar el eje de rotación del brazo: el sistema, a partir de la comparación de las proyecciones obtenidas de las esferas de tungsteno en el maniquí y las proyecciones teóricas, determina la posición del eje de rotación del brazo.
- Determinar el isocentro en ese eje: el isocentro de MV se supone que se encuentra en la intersección del eje de rotación del brazo y el eje de rotación del colimador. En cuanto al isocentro de kV, se supone que se encuentra en la intersección del eje de rotación del brazo y una línea perpendicular que pasa por el foco de RX.
- Proyectar los isocentros a los planos de los detectores de MV y kV para determinar los vectores de corrección.
- La aplicación nos dará un vector de corrección para cada proyección, tanto para el sistema de imagen de MV como para el sistema de imagen de kV. Estos desplazamientos serán tenidos en cuenta automáticamente por la aplicación a cada imagen obtenida, para proceder a realizar procesos de registro y verificación de la posición del paciente (Figura 33).

Para realizar esta calibración es preciso un maniquí específico de VARIAN, el maniquí "*IsoCal*", que consiste en 16 esferas de tungsteno de 4 mm de diámetro distribuidas en un cilindro de una resina de acetato (DELRIN) formando un patrón específico. Este patrón es único para cada proyección correspondiente a cada ángulo de rotación del brazo.

⁴ El procedimiento "*IsoCal*" inicialmente estaba disponible únicamente en los aceleradores lineales TRUE BEAM y el maniquí se entregaba como un accesorio de este equipo; actualmente se considera como una opción de cualquier CLINAC con sistemas de imagen y se puede instalar en todos los sistemas OBI y "*Portal Vision*" de VARIAN.

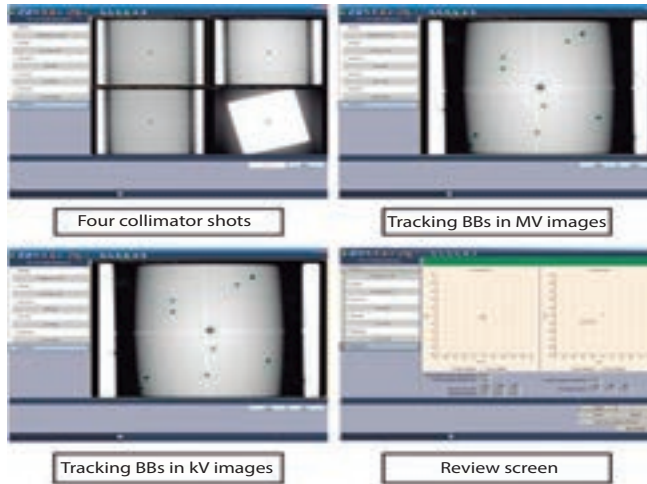


Figura 33. Proceso completo para la determinación de los vectores de desplazamiento mediante el maniquí y aplicación "IsoCal". Cortesía de VARIAN Medical Systems.

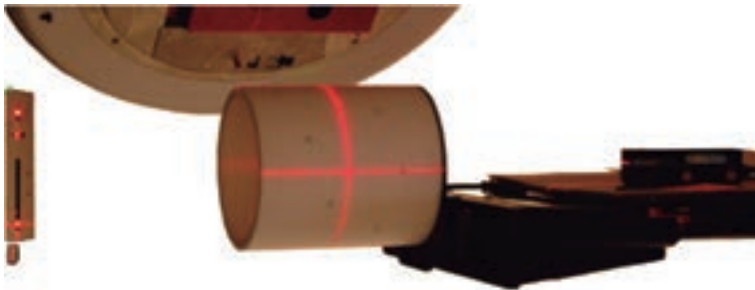


Figura 34. Maniquí "IsoCal" utilizado en la determinación y ajuste de los isocentros del sistema de imagen y del acelerador lineal. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

5. Referencias y bibliografía

- [1] BORFEFORS *et al.* 1988. Hierarchical Chamfer Matching: A Parametric Edge Matching Algorithm. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 1988; 10(6): 849-865.

- [2] DING GX, COFFEY CW. Beam characteristics and radiation output of a kilovoltage cone-beam CT. *Phys Med Biol* 2010; 55(17): 5231-5248.
- [3] DING GX, DUGGAN DM, COFFEY CW, Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Phys Med Biol* 2007; 52(6): 1595-1615.
- [4] DONG L, O'DANIEL JC *et al.* In-room CT imaging: conventional CT. Integrating New Technologies into the Clinic: Monte Carlo and Image-Guided Radiation Therapy. AAPM Summer School 2006.
- [5] JAFFRAY DA, DRAKE DG, MOREAU M, MARTINEZ AA , WONG J W. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 45(3): 773-789.
- [6] JAFFRAY DA, SIEWERDSEN HJ, WONG JW, *et al.* Flat panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 53:1337-1349.
- [7] JAFFRAY DA, SIEWERDSEN HJ. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 2000; 27:1311-1323.
- [8] Mvision Physicist Self-Led Training. SIEMENS Medical Solutions USA, Inc. Oncology Care Systems Group. Jul 2007.
- [9] OSEI EK, SHALY B, FLECK A, CHARLAND P, BARNETT R. Dose assessment from an online kilovoltage imaging system in radiation therapy. *J Radiol Prot* 2009; 29: 37-50.
- [10] PETIT SF, WOUTER JC, VAN ELMPT WJ, NIJSTEN SM, LAMBIN P, DEKKER AL. A Calibration of Megavoltage Cone-Beam Ct for Radiotherapy Dose Calculations: Correction of Cupping Artifacts and Conversion of CT Numbers to Electron Density. *Med Phys* 2010; 35(3) 849-865.
- [11] POULIOT J, BANI-HASHEMI A, CHEN J, *et al.* Low-Dose Megavoltage Cone-Beam CT for Radiation Therapy. *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61: 552-560.
- [12] PUCHADES MC. Trabajo Fin de Master. Universidad de Valencia. Burjasot 2009.
- [13] REMEIJER JJ, SONKE J, BETGEN A, VAN HERK M. First Clinical Experience with CONE-BEAM CT Based Setup Correction Protocols. Proceedings of the 8th International Workshop on Electronic Portal Imaging 2004.

- [14] ROCHE A, MALANDAIN G, PENNEC X, AYACHE N. The Correlation Ratio as a New Similarity Measure for Multimodal Image Registration, in WELLS *et al.* (EDS.) 'Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (Miccai'98)' Lecture Notes in Computer Science. SPRINGER VERLAG 1998; 1496: 1115-1124.
- [15] SHARPE MB, MOSELEY DJ, PURDIE TG, ISLAM M, SIEWERDSEN JH, JAFFRAY DA. The stability of mechanical calibration for a kV cone beam computed tomography system integrated with linear accelerator. *Med Phys* 2006; 33(1): 136-144.
- [16] UEMATSU M, FUKUI A, SHIODA A, TOKUMITSU H, *et al.* A dual computed tomography linear accelerator unit for stereotactic radiation therapy: a new approach without cranially fixated stereotactic frames. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996; 35: 587-592.
- [17] UEMATSU M, SHIODA A, SUDA A. *et al.* Intrafractional Tumor Position Stability During Computed Tomography (Ct)-Guided Frameless Stereotactic Radiation Therapy For Lung or Liver Cancers with a Fusion of CT and Linear Accelerator (Focal) Unit. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 443-448.
- [18] VARIAN MEDICAL SYSTEMS. ON BOARD IMAGER (OBI) MAINTENANCE MANUAL. 2007.
- [19] VARIAN MEDICAL SYSTEMS. ON BOARD IMAGER (OBI) REFERENCE GUIDE. 2007.
- [20] VARIAN MEDICAL SYSTEMS. TRUEBEAM TECHNICAL REFERENCE GUIDE. Vol. 1 y Vol. 2. 2010.
- [21] ZEIDAN OA, LANGEN KM, MEEKS SL, *et al.* Evaluation of Image-Guidance Protocols in the Treatment of Head and Neck Cancers. *Int J Radiation Oncology Biol. Phys* 2007; 67: 670-677.

Capítulo 7:

Control de calidad de los
equipos de IGRT basados en
imágenes producidas por
radiaciones ionizantes

Control de calidad de los equipos de IGRT basados en imágenes producidas por radiaciones ionizantes

Se ha de establecer un programa de garantía de calidad de todo el proceso, el cual exigirá que después de la instalación del sistema de IGRT y antes de su utilización, la empresa suministradora lleve a cabo las pruebas de aceptación, en presencia de un físico médico con suficiente experiencia.

En la aceptación se comprobará que se ha instalado adecuadamente tanto el *hardware* como el *software*, cuál es la función de cada uno de los componentes, la coincidencia de los parámetros dados en las especificaciones con los medidos por el usuario, tanto los geométricos (abertura del campo, distancias, etc.) como los de imagen (kVp, mAs, etc.), el funcionamiento de los mecanismos de seguridad, la disponibilidad de las distintas opciones de trabajo, la integración del sistema de IGRT con el acelerador y con los sistemas de información. También se deberán identificar las posibles limitaciones de todo el conjunto.

Una vez aceptado el equipo, se establecerá un estado de referencia a partir de los resultados obtenidos en una serie de pruebas técnicas y se propondrá la periodicidad en el control de calidad del funcionamiento del equipo.

En este capítulo se incluye la descripción de estas pruebas técnicas iniciales, que en su mayoría serán las mismas con las que se realizará el control de calidad periódico, así como los ajustes derivados, necesarios para que el equipo vuelva al estado de referencia inicial.

Podemos decir que tanto el *hardware* como el *software* de estos sistemas afectan por igual a la calidad de la imagen, a la exactitud de la localización, a la dosis de radiación y a la facilidad de operación, y por lo tanto ambos han de ser cuidadosamente verificados.

Se tratan aquí los equipos ligados a la unidad de tratamiento y que producen tanto imágenes planas como volumétricas, no se distingue entre los equipos cuya fuente de irradiación es la misma que la de la unidad de tratamiento o equipos con tubos de rayos X. Se describen las pruebas de modo general y en

el capítulo 12, se detallan algunas de ellas que son características del modelo y marca del equipo de IGRT, así como los procesos de calibración.

Se han considerado aparte, por sus características especiales, los equipos de rayos X externos a la unidad de tratamiento que producen dos imágenes oblicuas y simultáneas, cuyas pruebas específicas se han explicado en el capítulo 5, como complemento a la descripción de estos equipos. También, y por los mismos motivos, se ha considerado el equipo de Tomoterapia como algo distinto y sus pruebas de control de calidad se explican en el capítulo 8, a continuación de la descripción de su funcionamiento.

En la confección de los procedimientos para la realización de estas pruebas se han tenido en cuenta, además de las recomendaciones de las empresas fabricantes, la bibliografía disponible y muy especialmente las recomendaciones del TG 179 de la AAPM (Bissonnette *et al.* 2012), y del Protocolo de la SEFM de 2008 (Pinza *et al.* 2008), sobre control de calidad de Aceleradores Lineales de Electrones para uso Médico, aunque lo más importante es la experiencia de los autores en la realización de estos controles de calidad.

1. Clasificación de las pruebas

- Pruebas que garanticen la seguridad del equipo
- Pruebas geométricas y mecánicas
 - Determinación y asignación del isocentro
 - Rango de distancias y tamaños
- Control de calidad de la imagen
 - Uniformidad y ruido
 - Resolución de alto y bajo contraste
 - Calibración de los números CT
- Verificación del proceso de comparación (registro y fusión) y obtención de resultados (desplazamientos lineales y rotaciones etc.).

2. Pruebas que garanticen la seguridad del equipo

- Interruptor de puerta: comprobar que al abrir la puerta de la sala de tratamiento, o acceder al laberinto, si no existiera la puerta, se detiene la irradiación del sistema de imagen.

- Alarmas luminosa y acústica: verificar todos los indicadores acústicos y luminosos de radiación para el sistema de imagen.
- Interruptor de “hombre muerto” en el mando de control del equipo: comprobar que se bloquea el movimiento si alguno de los interruptores laterales del mando de control no se presiona.
- Interruptor de emergencia: verificar que al pulsar cualquier interruptor de emergencia la radiación se detiene.
- Detectores de colisión: verificar que se activa una señal acústica y que se interrumpen los movimientos al presionar la carcasa del equipo de imagen.
- Calentamiento previo: para su utilización el equipo de rayos X necesita de un tiempo de calentamiento, se ha de comprobar que el calentamiento del tubo no se realiza si éste no está en su posición de trabajo.
- Inhibidor del brazo del tubo de kV y del panel detector: el programa debe generar un inhibidor de radiación cuando el tubo de RX y el panel de detección no están en su correcta posición para irradiar.
- Centraores láser: verificar su funcionamiento y alineación.

3. Pruebas geométricas y mecánicas

3.1. Verificación de la precisión en el movimiento de los elementos mecánicos

Se ha de comprobar el correcto nivelado de los equipos de imagen: emisor y detector, la reproducibilidad de la posición del tubo de RX y del detector, las distancias del foco al plano del detector, etc.

3.2. Verificación de la coincidencia del isocentro de la unidad de tratamiento con el isocentro del equipo de imagen (en modo 2D y 3D)

Se ha de verificar que la retícula digital generada por la aplicación del equipo de imagen coincide con el isocentro del acelerador. Para determinar la discrepancia, se utilizará un maniquí cuyo centro se pueda localizar en las imágenes de RX planas y tridimensionales; el maniquí debería ser un cubo de material equivalente a agua, con marcas radiopacas en la superficie de las diferentes caras y una en el centro del volumen; es importante que el material

de las marcas sea de baja densidad para que no se produzcan artefactos en las imágenes.

Existen diferentes maniqués en el mercado, pero quizás el más completo, para este propósito, es el que se muestra en la figura 7.1, diseñado por Bissonnette (Bissonnette 2007), consiste en un bloque de material acrílico con 5 esferas huecas de un material de baja densidad. Una de estas esferas está situada en el centro del maniquí y su diámetro es de 12 mm, las restantes de 8 mm de diámetro, están distribuidas de forma que al analizar las imágenes, se pueda distinguir la derecha de la izquierda y el anterior del posterior. Las proyecciones de las cuatro esferas no centrales deberían ser concéntricas con unos anillos, también de baja densidad, incrustados en las caras externas, cuando el maniquí y los haces están alineados. Las diferencias en las posiciones, permiten evaluar desplazamientos y rotaciones del eje del haz del sistema de imagen.

El procedimiento consiste en colocar el maniquí en el isocentro, alineado con la retícula del campo y los centradores láser; se realiza un disparo con el foco a 100 cm de su centro y el detector a una distancia aproximada de 50 cm. Repetir el disparo para los ángulos de brazo de 0°, 90°, 180° y 270° y evaluar las diferencias entre la imagen de la marca radiopaca y el indicador del isocentro.

La aplicación 3D (CBCT) requiere una reconstrucción de una serie de proyecciones para obtener las imágenes 3D. Es por este motivo, que el sistema dispone de un isocentro propio para este modo de trabajo. Se ha de verificar que el indicador del isocentro en modo 3D coincide con el isocentro del acelerador. Para determinar la discrepancia, se utilizará el mismo maniquí anteriormente mencionado. Centrarlo en el isocentro con la luz del campo y los centradores láser y realizar una adquisición CBCT con uno de los protocolos de trabajo. Medir la distancia entre el centro de la imagen del objeto y el indicador del isocentro para las imágenes reconstruidas.

En cuanto a la verificación de la coincidencia del isocentro de la unidad de tratamiento con el isocentro del equipo de imagen se ha tener en cuenta que existen equipos que corrigen la posición del isocentro del sistema de imagen por *software* para hacerla coincidir con el isocentro de la unidad de tratamiento. Tanto el equipo *iViewGT* de ELEKTA como el del *True Beam* de VARIAN realizan una corrección por *software* del isocentro del sistema de imagen, de forma que la discrepancia entre los dos isocentros puede ser inferior a ± 1 mm. No obstante, otros sistemas de IGRT, como el OBI¹ de VARIAN no realiza esta corrección adicional y la tolerancia especificada por el fabricante es de 1.5 mm al igual que el equipo *MVision* de SIEMENS, cuya tolerancia en la exactitud mecánica del sistema de imagen es de 2 mm.

¹ Actualmente el equipo OBI de Varian, puede disponer opcionalmente del *software* y *hardware* necesarios para realizar esta corrección.

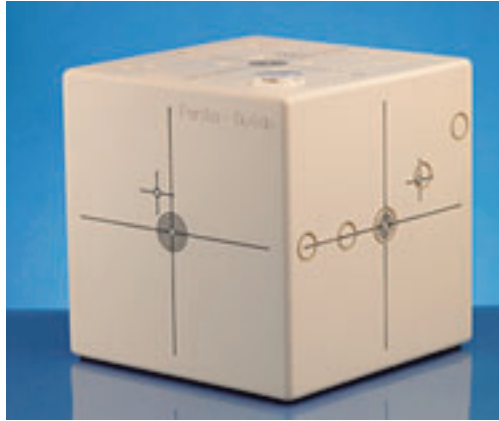


Figura 1. Maniquí "Quasar Penta Guide" de la empresa MODUS MEDICAL DEVICES Inc.

3.3. Exactitud en la localización. Modo 2D y 3D

El objetivo de esta prueba es comprobar que la aplicación tras el proceso completo de registro y fusión, de las imágenes de un objeto con las de referencia, sugiere como desplazamientos de mesa los necesarios para colocar el objeto en el isocentro.

La exactitud en la localización se puede determinar por la colocación y re-colocación de un maniquí en el isocentro de la unidad a partir de las imágenes 2D o 3D. La exactitud puede verse afectada por el *hardware* (movimiento de la mesa, posición de los brazos, etc.) y por el *software* (algoritmos de registro y de fusión).

La prueba consiste en:

- Centrar un maniquí en el isocentro, (en el caso de 2D puede ser el mismo maniquí utilizado para la determinación del isocentro, en el caso de 3D se recomienda un maniquí que disponga de heterogeneidades).
- Obtener las imágenes que servirán de referencia.
- Desplazar la mesa unas distancias conocidas.
- Registrar y fusionar las nuevas imágenes con las de referencia.
- Comprobar que los desplazamientos propuestos por la aplicación coinciden con los efectuados manualmente.

En cuanto a la exactitud en la localización, tanto en modo 2D como 3D, se ha de tener en cuenta lo comentado en la prueba anterior, que existen equipos que corrigen la posición del isocentro del sistema de imagen por *software* para hacerla coincidir con el isocentro de la unidad de tratamiento. Para estos equipos, las tolerancias especificadas por los fabricantes suelen ser de ± 1 mm en la exactitud en la localización 2D y 3D, mientras que en los equipos que no incorporan correcciones adicionales por *software* (*MVision* de SIEMENS), la tolerancia es de ± 2 mm.

Es importante recordar que la resolución espacial de las adquisiciones puede afectar directamente la exactitud en la localización, por lo tanto si se pretende obtener una desviación menor que 2 mm en la localización, la resolución espacial de las imágenes adquiridas no podrá ser inferior a 5 lp/cm (1 par de líneas por cada 2 mm). Esto se ha de considerar en aquellos equipos que utilizan haces de MV, en los que la resolución espacial obtenida en las imágenes de CBCT es sustancialmente inferior que la obtenida por equipos que utilizan haces de kV.

4. Control de calidad de la imagen 2D y 3D

El control de calidad de la imagen de los dispositivos que se utilizan en los equipos de radioterapia externa presenta similitudes y diferencias con los dedicados a diagnóstico por la imagen. Si se entiende una imagen de calidad como aquella que permite conseguir el objetivo clínico deseado, es obvio que los requerimientos en cuanto a resolución espacial, contraste, etc., son diferentes ya que su finalidad es la de verificar y no la de diagnosticar. Por este motivo, aunque los parámetros a evaluar sean los mismos que en diagnóstico, las tolerancias y la metodología pueden presentar diferencias en algunos casos.

Las pruebas se presentan por separado para imágenes planas (2D) y volumétricas (3D). En función del equipo se realizarán unas u otras.

4.1. Tipos de pruebas: objetivas y subjetivas

Tradicionalmente, el control de calidad de la imagen se ha realizado mediante una valoración subjetiva de la visibilidad de patrones de resolución y objetos de diferente contraste. El resultado de este tipo de pruebas aportan una descripción cualitativa de la calidad de imagen (Beutel *et al.* 2000) y dependen en gran manera del observador. Existen métodos, denominados métodos psicofísicos, que estudian la respuesta del observador frente al estímulo con la finalidad de establecer una relación que permita pasar de medidas subjetivas a valores objetivos.

Una caracterización completamente objetiva del sistema de imagen requiere la determinación cuantitativa de una serie de parámetros y funciones (ICRU 54; Dobbins 2000; Beutel *et al.* 2000), como son la función de transferencia de modulación (MTF, "*Modulation Transfer Function*"), la razón señal-ruido (SNR, "*Signal-to-Noise Ratio*"), el espectro de potencia de ruido (NPS, "*Noise Power Spectrum*") y la eficiencia cuántica de detección (DQE, "*Detective Quantum Efficiency*"). En concreto, el valor de DQE es especialmente relevante, ya que combina las características de la resolución espacial y el ruido en un único parámetro. Para obtener estos parámetros, es necesario que el sistema sea lineal e invariante a traslaciones, por lo que es necesario conocer la relación entre la señal proporcionada y la dosis recibida y, si la relación no es lineal, se deben aplicar las correcciones necesarias a la imagen para que lo sea.

Las pruebas subjetivas presentan la ventaja de ser intuitivas, de ser suficientes para pruebas de constancia, de necesitar menos recursos y de realizarse más rápidamente que las objetivas. Por otro lado, la incertidumbre que tienen asociada es mayor, si bien los requerimientos en radioterapia son más laxos. En cuanto a las pruebas objetivas, son las que permiten caracterizar el estado y la evolución del sistema independientemente del observador, así como realizar comparaciones con otros equipos. El principal problema de este tipo de pruebas es que, a diferencia del caso de los equipos de Radiodiagnóstico, no existen procedimientos consensuados y unificados de cómo estimar algunos de estos parámetros. La estimación de la DQE no se tratará en este documento para energías de MV, ya que es especialmente problemática puesto que requiere el conocimiento de parámetros como el kerma o la fluencia de entrada para las calidades de haz utilizadas.

El tipo de pruebas a realizar se deja a elección del usuario en función del equipamiento de que disponga, de la carga de trabajo, o del nivel de precisión y control que desee obtener.

4.2. Imágenes 2D

4.2.1. Distorsión y escalas geométricas

Objetivo	La cuantificación de las discrepancias entre la imagen obtenida y la de referencia exige que la escala sea correcta en toda la imagen. La escala de la imagen se obtiene a partir de la distancia teórica entre el foco de radiación y el plano de imagen. Aunque esta distancia ya se verifica en la prueba correspondiente, existen otras causas de variación.
-----------------	---

Complementariamente, otro aspecto a considerar es la posible variación de la escala dependiendo de la zona considerada. Esto se conoce como distorsión y tiene lugar porque la ampliación transversal es función de la distancia del punto imagen al eje central.

La distorsión es una aberración presente principalmente en los EPID basados en fluoroscopia debida al sistema óptico. Además, el montaje mecánico de estos sistemas (desplazamiento o curvado del espejo, etc.) puede introducir una dependencia de esta distorsión con el ángulo de brazo.

Material Maniquí con marcas radiopacas en posiciones conocidas que cubran todo el detector. Existen múltiples posibilidades de construcción de estos maniqués: rejilla metálica, red de esferas o hilos, etc.

Imagen de referencia que reproduzca la configuración teórica del maniquí utilizado.

Método Colocar el maniquí en el isocentro.

Adquirir la imagen del maniquí. En caso de EPID basado en fluoroscopia, adquirir imágenes con el brazo a 0°, 90°, 180° y 270°.

Realizar el registro de imágenes con la imagen de referencia.

Verificar la existencia de distorsiones.

Medir las distancias entre puntos conocidos en los ejes X e Y.

Periodicidad Semestral.

Tolerancia ± 1 mm.

4.2.2. Función de respuesta del detector

Objetivo Conocer la relación entre la exposición y el valor de píxel proporcionado por el detector en todo el rango del detector. Mediante esta información se podrá aplicar la teoría de sistemas lineales invariantes a traslaciones que permiten obtener los diferentes parámetros objetivos.

Asimismo, la calidad de imagen en cuanto a ruido, nivel medio de gris, etc. tiene relación directa con la dosis absorbida. Una degradación del sistema puede llevar al mantenimiento de la calidad de imagen a expensas de un aumento de la dosis al paciente. Por tanto, es importante verificar la estabilidad del sistema a lo largo del tiempo.

Material	No es necesario material específico. Procedimiento 1: determinación de la función de respuesta
Método	Se obtienen imágenes para diferentes exposiciones, cubriendo el rango utilizado clínicamente. Para cada imagen se obtiene el valor medio de píxel (VMP) en una región de interés (ROI) centrada de 100 x 100 píxeles. Se presenta el VMP en función de la dosis en el detector, determinada a partir de los datos de calibración del haz utilizado.
Periodicidad	Estado de referencia inicial (ERI). Procedimiento 2: constancia
Método	Adquirir una imagen. Se puede utilizar una imagen obtenida en alguna otra prueba (uniformidad, ruido, resolución-contraste, etc.), con la condición de mantenerla en futuros controles. Anotar un indicador de la dosis utilizada y el VMP de una ROI predefinida.
Periodicidad	Mensual: todos los modos de imagen.
Tolerancia	Reproducibilidad con respecto al ERI.

4.2.3. Uniformidad y artefactos

Objetivo	Un requisito indispensable de cualquier sistema de imagen es que la imagen de un objeto uniforme sea uniforme y esté libre de artefactos que puedan influir en las valoraciones clínicas.
-----------------	---

Se entiende como artefacto toda variación no deseada de la imagen introducida por el propio sistema de adquisición y procesado. Un buen conocimiento y seguimiento de los posibles artefactos de imagen es fundamental para la correcta valoración clínica de las imágenes.

Material El utilizado durante el proceso de calibración de ganancia de la imagen (depende de cada sistema).

Método Como señal de entrada para obtener la imagen se tomará la disposición utilizada en la calibración de ganancia de la imagen, ya que es cuando el sistema se ajusta para proporcionar una imagen uniforme de salida a partir de la entrada proporcionada.

Adquirir una imagen que cubra todo el detector en las mismas condiciones que en la calibración de ganancia de la imagen.

Valorar y analizar los artefactos. En los sistemas digitales que lo permitan es conveniente registrar y monitorizar los píxeles o líneas defectuosas, así como su estado de agrupación.

Para el cálculo de la uniformidad, el primer paso es obtener el VMP en toda la imagen y en cinco regiones de interés (ROI), cada una de una cuarta parte del tamaño total de la imagen, correspondientes a los cuatro cuadrantes de la imagen y a la zona central. La uniformidad se obtiene como el mayor valor de las ROI anteriores, entre el VMP de la imagen completa, en tanto por ciento (Pinza *et al.* 2008; ICRU 54; CEI 60976).

Periodicidad Mensual.

Tolerancia Reproducibilidad respecto del ERI. En caso de aparecer nuevos artefactos, valorar su relevancia clínica conjuntamente con algún médico especialista

4.2.4. Ruido

Objetivo La desviación típica o la varianza de los valores de píxel de una imagen uniforme proporciona una caracterización rápida y sencilla del ruido, suficiente para pruebas de constancia. Sin embargo, no aporta información so-

bre la correlación espacial del ruido ni tampoco sobre su relación con la señal ni con el contraste. Para ello, se utilizan la NPS (o espectro Wiener) o la NNPS que proporcionan información acerca de la textura y composición espectral del ruido, la SNR y la CNR respectivamente.

Se presentan los procedimientos para la determinación de la desviación típica y de NPS y NNPS para los usuarios que quieran realizar una caracterización más completa.

Material El utilizado en la prueba de uniformidad.

Procedimiento 1: desviación típica

Método Adquirir una imagen uniforme. Se puede utilizar la obtenida para la prueba de uniformidad.

El ruido se obtiene como la desviación típica de una ROI que abarque un tamaño suficientemente grande de la imagen. Este valor es suficiente para pruebas de constancia, pero si se desea realizar comparaciones, es necesario linealizar la imagen previamente utilizando la curva de respuesta del sistema.

Periodicidad Mensual.

Procedimiento 2: NPS y NNPS

Método Se usará la metodología propuesta en la norma CEI 62220.

NPS 2D se define como la transformada de Fourier de la autocorrelación de la función de ruido, tal y como se muestra en la ecuación (1):

$$NPS(u, v) = \left\langle \frac{1}{A} \left| \int_A (b(x, y) - \bar{b}) e^{-2\pi i(ux+vy)} dx dy \right|^2 \right\rangle \quad (1)$$

donde $b(x, y)$ es el valor de píxel en la coordenada (x, y) y \bar{b} es el valor medio de píxel.

Adquirir imágenes uniformes, es decir, en las mismas condiciones que en la calibración de ganancia de la imagen. El número de imágenes ha de ser tal que el número total de píxeles independientes a analizar sea de cuatro millones como mínimo. En caso de que la cantidad de

radiación utilizada no sea la misma para todas las imágenes obtenidas (diferentes UM, etc.), modificar el valor de los píxeles de las imágenes deseadas con la función de respuesta para obtener así imágenes equivalentes.

Corregir la posible no uniformidad de las imágenes mediante la sustracción del ajuste de los datos a un polinomio de segundo grado. Se puede también restar una imagen de otra, computacionalmente es menos costoso, aunque la técnica de sustracción por ajuste de polinomio es más precisa.

Escoger el área de análisis. Esta área será la misma para todas las imágenes.

El proceso se esquematiza en la figura 2. Dividir el área de análisis en ROI. Cada ROI consta de 256 x 256 o 128 x 128 píxeles, a elección del usuario. Las ROI se superponen de forma que, a lo largo de los ejes horizontal y vertical, la mitad de cada ROI se superpone con la mitad del ROI anterior.

Obtener la NPS bidimensional como el promedio de las transformadas de Fourier bidimensionales de cada ROI.

Obtener la NPS unidimensional en el eje deseado como el promedio en la NPS bidimensional de siete líneas a ambos lados del eje deseado, excluyendo el propio eje.

El NPS suele presentar una dependencia con la exposición por lo que se recomienda realizar su determinación en el rango de cantidades de radiación usadas en la práctica clínica.

Por último, el NNPS es el NPS normalizado por la dosis, por lo que se obtiene realizando el cociente entre el NPS y la dosis utilizada, proporcionada por la función de respuesta del sistema obtenida previamente.

Periodicidad

Anual.

Tolerancia

Reproducibilidad respecto el ERI.

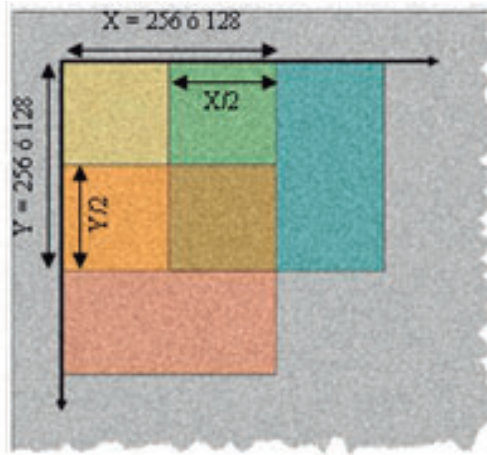


Figura 2. Las ROI para la determinación del NPS.

4.2.5. Relación señal-ruido (SNR) y relación contraste-ruido (CNR)

Objetivo

La cuantificación de la degradación de la señal debida a la presencia de ruido se realiza mediante la *SNR*. De las diversas definiciones posibles de este parámetro se escoge la expresada en la ecuación (2) dado que el interés fundamental es el de ver hasta qué punto se pueden distinguir objetos de diferente densidad:

$$SNR = \frac{|\mu_A - \mu_B|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \quad (2)$$

donde $\mu_{A,B}$ son los valores medios de niveles de gris y $\sigma_{A,B}$ son las desviaciones típicas del ruido en las regiones *A* y *B* respectivamente.

Dada la relación de la *SNR* con el contraste se mide también la *CNR* definida mediante la ecuación (3):

$$CNR = \frac{|\mu_A - \mu_B|}{\sigma_B} \quad (3)$$

donde *A* se considera como el medio de fondo.

Material	Maniquí con objetos de diferente contraste. Se puede utilizar el maniquí de la prueba de contraste-resolución, o un maniquí de láminas con dos densidades diferentes.
Método	<p>Obtener una imagen del maniquí. En el caso del maniquí de láminas, se han de diferenciar los materiales de diferente densidad y se puede variar el número de láminas para obtener diferentes espesores que conduzcan a imágenes con diferentes contrastes.</p> <p>Definir ROI en las zonas con las densidades deseadas y obtener el nivel medio de grises y la desviación típica para cada uno.</p> <p>Obtener SNR y CNR mediante las expresiones anteriores.</p>
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	Reproducibilidad con respecto al ERI.

4.2.6. Resolución espacial

Objetivo	<p>La caracterización cuantitativa de la resolución espacial del sistema se realiza mediante la MTF, que expresa la capacidad de transmitir la amplitud de una señal en función de su frecuencia espacial. Existen múltiples métodos de determinar la MTF: fuente puntual, rendija, patrones de barras, borde, etc. Si bien en el caso de radiodiagnóstico existen métodos bien establecidos (CEI 62220), en el caso de los haces de megavoltaje utilizados en los EPID aparecen complicaciones experimentales (Cai <i>et al.</i> 2005; Gopal <i>et al.</i> 2008; Gopal <i>et al.</i> 2009) asociadas a la elevada componente de radiación dispersa y a la baja atenuación que dificulta la obtención de bordes opacos, fuentes lineales o puntuales, etc. Se presentan, pues, dos procedimientos para la determinación de la resolución espacial.</p> <p>En el primer procedimiento se determina la resolución de objetos de alto contraste a partir de la estimación del usuario del límite de visibilidad de patrones de barras de distintas amplitudes y separaciones.</p> <p>En el segundo procedimiento se determina la MTF. En el caso de haces de diagnóstico, se propone la metodología de la norma CEI 62220 que utiliza el método del</p>
-----------------	--

borde. Para haces de alta energía se determina a partir de patrones de barras cuadradas. Este es el caso de algunos maniqués comercializados, si bien el *software* asociado suele presentar valores de MTF relativos a la frecuencia más baja disponible en el maniqué (RM_{TF}). Si bien esto es suficiente para pruebas de constancia, dificulta la comparación directa de sistemas. Para evitar este problema, se adopta la metodología propuesta en la referencia Gopal *et al.* 2009, que conlleva una renormalización a frecuencia cero (Gopal *et al.* 2008; Gopal *et al.* 2009).

Por otro lado, la respuesta de los diferentes detectores puede ser o no isotrópica, por lo que la resolución espacial puede ser diferente en ambos ejes, como en el caso de los EPID basados en fluoroscopia (Bissonnette *et al.* 1994).

Procedimiento 1: resolución alto contraste

Material

Maniqué de patrón de barras.

Método

Colocar el maniqué sobre la superficie del detector. En caso de presentar dependencia de la resolución espacial con el eje del detector, orientar ligeramente ($\sim 2^\circ$) el maniqué con respecto al eje considerado. En caso contrario, orientar el maniqué oblicuamente a los ejes (p.ej. 45°).

Adquirir una imagen y valorar cuál es el patrón visible con mayor número de pares de líneas por milímetro.

En caso necesario, rotar el maniqué 90° para realizar la prueba en la dirección del otro eje.

Periodicidad

Anual.

Procedimiento 2: MTF

Material

Para haces de kilovoltaje: borde de tungsteno.

Para haces de megavoltaje: maniqué de patrones de barras cuadradas. Para poder efectuar una normalización el maniqué debe disponer de un escalón de unos 10 cm de longitud, fabricado con el mismo material y grosor que el resto de las barras.

Método

Para haces de diagnóstico se utiliza la norma CEI 62220. Se coloca una plancha de tungsteno con el centro del mismo en el eje de un campo de radiación de 14 cm x 14 cm. El maniquí se sitúa sobre la superficie externa del detector situando éste a una distancia de 145 cm. Se angula el borde 1-4° respecto a cada eje a fin de evitar efectos de "aliasing". Disponiendo la plancha sobre el eje positivo y negativo de cada dirección. Se mide también la imagen correspondiente al campo utilizado sin el maniquí. Se procede a dividir la imagen del borde por la imagen del campo abierto y se calcula la MTF.

Para haces de megavoltaje se sigue la metodología especificada en la referencia Gopal *et al.* 2009:

Colocar el maniquí en el isocentro con el escalón de normalización, en caso de disponer de él, sobre el eje central del haz. En caso de presentar dependencia de la resolución espacial con el eje del detector, orientar ligeramente (1-4°) el maniquí con respecto al eje considerado para evitar efectos de "aliasing". En caso contrario, orientar el maniquí oblicuamente a los ejes (45°).

Adquirir una imagen.

Determinar el factor de ampliación M_0 como la diferencia de niveles de gris entre el escalón y el fondo adyacente en aire.

Definir ROI sobre cada patrón de barras, caracterizado por f ciclos/mm de frecuencia espacial, y obtener la varianza estadística asociada $V(f)$.

Calcular el valor de MTF para la frecuencia espacial considerada mediante la ecuación (4):

$$MTF(f) = \left(\frac{\pi}{\sqrt{2}} \right) \frac{\sqrt{V(f) - \sum_{n=3,5,7,\dots} c_n \frac{V(nf)}{n^2}}}{M_0} \quad (4)$$

donde M_0 es el factor de normalización a frecuencia 0; c_n son coeficientes de corrección de armónicos cuyo valor depende del número total de primos p y del número de primos diferentes entre sí p' que factorizan n : $c_n = 0$ si $p > p'$, $c_n = 1$ si $p' > 1$, $c_n = -1$ si $p' = 1$.

	En caso necesario, rotar el maniquí 90° para determinar la MTF en la dirección del otro eje
Periodicidad	Anual.
Tolerancia	Reproducibilidad con respecto al ERI.

4.2.7. Contraste-resolución

Objetivo	Estimar conjuntamente el contraste y la resolución espacial del sistema de forma cualitativa y subjetiva.
Material	Maniquí con objetos de diferentes tamaños y contrastes. En haces de megavoltaje el más extendido es el maniquí Las Vegas (Figura 3) que se suele proporcionar con la mayoría de equipos, y que consiste en un bloque de aluminio de 1.5 cm de grosor con agujeros de diferentes tamaños y profundidades (contrastes).
Método	Colocar el maniquí en el isocentro. Ajustar el tamaño de campo al tamaño del maniquí. Adquirir la imagen. Registrar los objetos visibles y comparar el resultado con el del ERI.
Periodicidad	Mensual.
Tolerancia	Reproducibilidad con respecto al ERI.

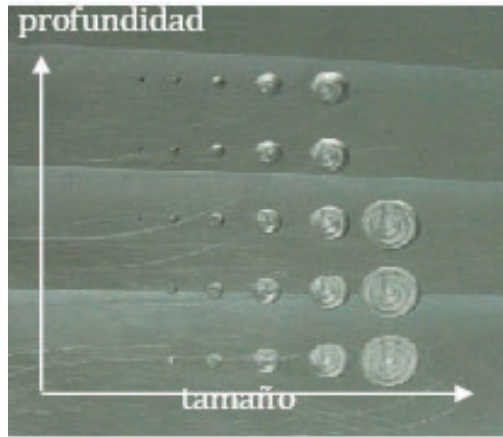


Figura 3. Maniquí Las Vegas.

5. Pruebas de imagen 3D

Las pruebas que permiten caracterizar la calidad de las imágenes 3D en los equipos basados en tecnología *CONE BEAM CT*, pueden ser las mismas que las que se realizan en el control de calidad de los TC, aunque no se puede pedir el mismo rango de tolerancia. Al ser estos equipos de haz ancho, la radiación dispersa de baja energía producida no es despreciable dando lugar a un mayor nivel de ruido y un peor contraste; además los detectores de imagen pueden superar los 40 cm de lado siendo su eficiencia inferior a la de los detectores de los TC multicorte.

Para el control de calidad de las imágenes CBCT se recomienda disponer de uno o varios maniquíes de geometría cilíndrica, de un material de densidad electrónica similar al agua, con insertos de distintas densidades que cubran un rango entre -1000 y 1000 números CT, con patrones de líneas y marcas radio-pacas que permitan verificar escalas, espesores de corte, etc.

Se describen aquí las pruebas realizadas con un maniquí *Catphan 503* ("The Phantom Laboratory", Salem, NY, US) que es uno de los más utilizados y que en muchos casos se suministra como accesorio en la adquisición de equipos de tipo CBCT o en los TC.

El maniquí *Catphan 503* formado por diferentes módulos de material plástico y diámetro de 20 cm, se acopla a un contrapeso para poder colocarlo so-

bre la mesa de tratamiento. Tiene unas marcas en su superficie que permiten situarlo con ayuda de los láseres y unos tornillos para su nivelado. Consta de cuatro módulos cilíndricos que permiten valorar en una sola adquisición volumétrica varios parámetros de calidad de imagen reconstruida 3D (Figura 4).

Se recomienda hacer las pruebas con un protocolo de trabajo para un objeto de diámetro inferior a los 20 cm (cabeza) y con otro de diámetro superior a los 20 cm (pelvis).

5.1. Visibilidad a bajo contraste y precisión de la reconstrucción 3D

El módulo CTP404, dispone de insertos de materiales con distintas densidades desde aire (UH -1000) hasta teflón (UH 990), por lo que se pueden analizar los números CT (números Hounsfield) y su reproducibilidad.

En este tipo de equipos es importante comprobar la exactitud de los números Hounsfield, sobre todo si las imágenes adquiridas se utilizan en un cálculo de distribución de dosis absorbida (radioterapia adaptativa). Se ha de tener en cuenta que los equipos de CBCT presentan diversos inconvenientes al respecto: la radiación dispersa y los artefactos afectan a la exactitud de los números Hounsfield. Asimismo, la exactitud de los números Hounsfield se ve afectada cuando las condiciones de adquisición de las imágenes difieren de aquéllas usadas en la calibración (medios heterogéneos, tamaño del paciente, etc.), sobre todo en las adquisiciones realizadas con haces de kV. No obstante, las empresas suministradoras de estos equipos, siguen incorporando correcciones en los algoritmos de producción de las imágenes para mejorar la integridad de los números Hounsfield de estas imágenes.

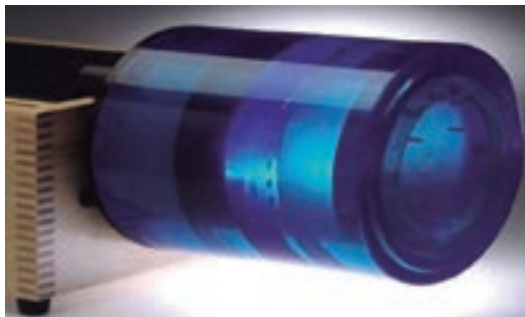


Figura 4. Maniquí *Catphan* usado en el control de calidad de los TC y los equipos imagen del tipo CONE BEAM. Cortesía de ICO-SFMPP.

Entre estos insertos, los de poliestireno y polietileno de baja densidad (LDPE) son especialmente útiles para valorar la visibilidad a bajo contraste de una forma objetiva calculando la razón entre los valores medios y desviaciones típicas de los niveles de gris obtenidos en las imágenes reconstruidas de estos materiales.

Con este mismo módulo que lleva insertados cuatro cilindros de 3 mm de diámetro en los vértices de un cuadrado de 5 cm de lado se puede verificar la exactitud geométrica y la linealidad espacial. Dispone también de unos alambres con los que se puede medir el espesor del corte (Figura 5).

A modo orientativo, la desviación geométrica en las imágenes de CBCT adquiridas con cualquier equipo es inferior a 1 mm.

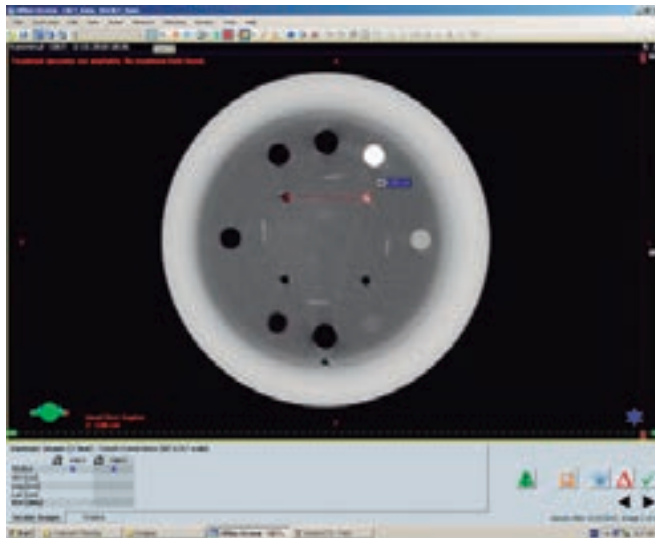


Figura 5. Imagen y *software* para la verificación de la exactitud geométrica. Datos de ICO-SFMPR.

5.2. Resolución espacial o de alto contraste

El módulo CTP528 de material homogéneo con un patrón de barras entre 1 y 21 pl/cm permite evaluar la resolución espacial de alto contraste que se corresponde con el número de líneas visible por el operador (Figura 6).

A modo orientativo, la resolución de alto contraste en las adquisiciones de CBCT con haces de kV está entre las 8 y las 11 pl/cm (en Bissonnette *et al.* 2012 se publican valores entre 6 y 9 pl/cm) mientras que en los equipos que utilizan haces de MV la resolución de alto contraste en las adquisiciones de CBCT está entre las 3 y las 5 pl/cm.

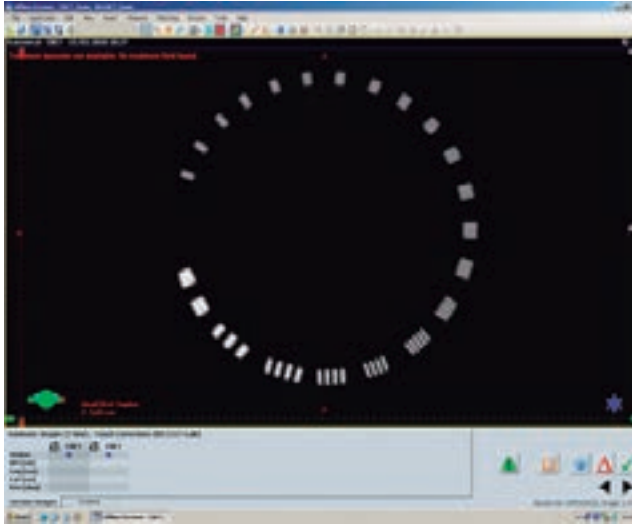


Figura 6. Imagen y *software* para la determinación de la resolución de espacial o de alto contraste. Datos de ICO-SFMPR.

5.3. Uniformidad y ruido de la imagen

El módulo CTP 486 es una sección del maniquí totalmente homogénea con la que se puede determinar la uniformidad de la imagen con el mismo procedimiento que el utilizado en las imágenes planas, seleccionando 5 regiones de interés de 1 cm². Una de ellas en el centro del corte marcado como central y las cuatro restantes en la periferia de este mismo corte.

Aunque no hay consenso para el valor para la uniformidad, lo más habitual es definir la uniformidad como la diferencia, en valor absoluto, entre el valor medio de los números *CT* de la periferia y el valor de la región central, expresándolo en números *CT*.

$$U = \left| \overline{CT}(ROI)_{periferia} - \overline{CT}(ROI)_{centro} \right| \quad (5)$$

siendo el valor medio de los números CT en cada una de las regiones de interés.

Algunos autores definen un índice de uniformidad (IU) como:

$$IU = \frac{\left| \overline{CT}(ROI)_{periferia} - \overline{CT}(ROI)_{centro} \right|}{\overline{CT}(ROI)_{centro}} \quad (6)$$

Para calcular este índice el valor medio de los $CT(ROI)$ debe ser expresado en valor de píxel, ya que si se usara los números CT , el cociente sería indeterminado, porque el valor de denominador estaría muy cerca de cero.

Otro índice es el de no uniformidad (INU) definido como:

$$INU = \frac{\left| \overline{CT}(ROI)_{máximo} - \overline{CT}(ROI)_{mínimo} \right|}{\overline{CT}(ROI)_{máximo} + \overline{CT}(ROI)_{mínimo}} \quad (7)$$

expresando los $CT(ROI)$ en valores de píxel.

En cuanto a la definición de ruido (“noise”, N) es la misma que la definida para las imágenes planas: el coeficiente de variación de la intensidad de píxel en la región central del corte.

$$N(\%) = \frac{\sigma(ROI)_{centro}}{\overline{CT}(ROI)_{centro}} 100 \quad (8)$$

siempre que el numerador y denominador estén expresado en valores de píxel

Aunque también se puede definir a partir de los números CT como:

$$N(\%) = \frac{\sigma_{Fondo}}{\overline{CT}_{Fondo} - \overline{CT}_{aire}} 100 \quad (9)$$

Con la expresión (6) se obtienen valores para la uniformidad, en las adquisiciones de CBCT con haces de kV, inferiores al 1% y menores que 1.5 % para el ruido, con la expresión (8). En cuanto a las imágenes con haces de MV, los valores de la uniformidad y el ruido son mayores, del orden del 3%.

5.4. Resolución de bajo contraste

El módulo CTP 515: dispone de tres grupos de 9 discos con diámetros entre 2 y 15 mm y contraste de 1%, 0.5 % y 0.3%. La resolución de bajo contraste se determina a partir del diámetro del objeto más pequeño que se puede ver con el menor contraste.

En el caso de imágenes obtenidas con kV-CBCT se pueden resolver discos de 7 mm con contraste del 1%, pero si las imágenes son obtenidas con MV, la resolución está en objetos de 2 cm con el mismo contraste de 1% (Figura 7).

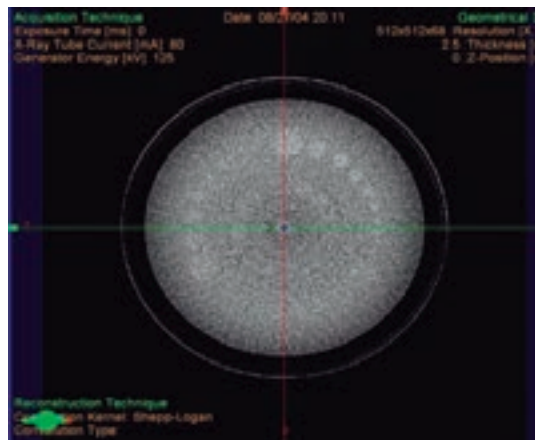


Figura 7. Imagen y *software* utilizado en la determinación de la resolución de bajo contraste. Datos de ICO-SFMPR.

6. Periodicidad y tolerancias recomendadas

El resultado de las verificaciones puede ser muy dependiente de la marca y modelo del equipo de IGRT, de las técnicas de imagen (kV, MV, mAs, filtros, espesor del corte, etc.), de las herramientas (*software*, maniqués, etc.) utilizadas para realizar las pruebas; alguna de las pruebas explicadas aquí necesitan de un utillaje que no todos los departamentos de Física Médica disponen. Por todo esto se considera más adecuado que dar unos valores de tolerancia fijos, referir los resultados del control de calidad periódico a los valores obtenidos

en las pruebas de aceptación y en el establecimiento del estado de referencia, siguiendo el mismo criterio que el TG 179 (Bissonnette *et al.* 2012).

En la descripción de la mayoría de las pruebas se da un valor de tolerancia a modo orientativo, corresponden a valores obtenidos por los autores con los equipos y maniqués que se han comentado aquí. No es una recomendación sino un valor que puede orientar a los usuarios, sobre todo si tienen poca experiencia en el control de calidad de equipos de imagen, por ello se ha creído más interesante introducir una tabla (Tabla 1) con estas tolerancias así como la frecuencia de realización. En el TG 179, en algunas pruebas de imagen (resolución de alto y bajo contraste, uniformidad, ruido, etc.) se recomienda una frecuencia mayor (mensualmente) al principio, hasta conocer el comportamiento del equipo; en función de éste, las pruebas se pueden demorar (hasta seis meses), si el equipo demuestra que estos parámetros de imagen son estables y esta es la frecuencia recomendada en la tabla 1.

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Verificación de los indicadores acústicos y luminosos	Diario	Funcional
Verificación del funcionamiento del interruptor de la puerta	Diario	Funcional
Verificación de la seguridad anticolidión	Diario	Funcional
Verificación del interruptor "hombre muerto" en el mando a distancia	Diario	Funcional
Verificación del interruptor de emergencia	Diario	Funcional
Verificación de inhibición de radiación por posición de brazo del tubo de RX o del panel detector	Diario	Funcional
Verificación centradores láser	Diario	± 2 mm
Verificación de la coincidencia del isocentro del acelerador con el isocentro del sistema de imagen (2D y 3D)	Diario	± 2 mm
Transferencia de información al sistema de imagen	Semanal	Funcional
Coincidencia entre imágenes 2D y verificación del desplazamiento de la mesa	Mensual	± 2 mm
Calibración geométrica completa (capítulo 12)	Mensual o después de intervención técnica	± 1 mm

Prueba	Periodicidad	Tolerancia
Coincidencia entre imágenes 3D y verificación del desplazamiento de la mesa	Mensual	± 2 mm
Verificación de la exactitud en el movimiento vertical del detector	Mensual	± 2 mm
Verificación de la ampliación de la imagen. Precisión en la posición del tubo de rayos X y del detector	Mensual	± 2 mm
Imagen 2D: Resolución espacial	Semestral	Estado de referencia
Imagen 2D: Resolución de bajo contraste	Semestral	Estado de referencia
Imagen 2D: Uniformidad y ruido	Semestral	Estado de referencia
Imagen 3D: Resolución de bajo contraste	Semestral	Estado de referencia
Imagen 3D: Resolución espacial	Semestral	< 2 mm (> 5 pl/cm)
Imagen 3D: Uniformidad y ruido	Semestral	Estado de referencia
Imagen 3D: Ausencia de artefactos	Semestral	Funcional
Imagen 3D: Espesor de corte	Semestral	Estado de referencia
Imagen 3D: Reproducibilidad y exactitud de los números Hounsfield	Semestral	Estado de referencia
Imagen 3D: Linealidad espacial	Semestral	Estado de referencia
Determinación de la dosis absorbida (capítulo 11)	Anual	Estado de referencia
Archivo y recuperación de pacientes	Según uso	Funcional

Tabla 1. Periodicidades y tolerancias de las pruebas de control de calidad de los equipos de IGRT, recomendadas en este documento.

6.1. Controles diarios

Los autores de este documento de acuerdo con lo publicado en el TG 179 consideran imprescindible la realización de controles diarios en los equipos de IGRT de tecnología TC, con los que se podrían detectar cambios o errores producidos por colisiones, intervenciones técnicas no programadas, etc., además de disponer de un registro de los parámetros y de las condiciones de trabajo,

a partir del cual tomar decisiones en cuanto a frecuencias o tolerancias en el programa de control de calidad definitivo.

Se recomienda preparar un conjunto de pruebas, tanto geométricas como de imagen, que se puedan realizar con un maniquí sencillo, (por ejemplo un cubo de plástico con marcas radiopacas en su caras) y que proporcionen un máximo de información en un tiempo mínimo. La tolerancia aceptada en la geometría diaria es de ± 2 mm de acuerdo con el TG 179, aunque en desacuerdo con el TG 142 (Klein *et al.* 2009) que proponen una tolerancia inferior ± 1 mm, cuando se trata de técnicas de SBRT. Se considera que una exactitud de 2 mm en la geometría, es suficiente para la finalidad de estas pruebas, que consiste en verificar la integridad y funcionalidad del sistema, dedicando un tiempo razonable a su ejecución.

En el capítulo 12 de este documento se describen las pruebas de calibración de los equipos de tipo CONEBEAM (Elekta, Siemens y Varian), son pruebas más complejas que necesitan un tiempo importante para su realización y que permiten ajustar y mantener los parámetros geométricos de estos equipos en tolerancias inferiores al milímetro.

7. Referencias y bibliografía

- [1] ANTONUK LR. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys Med Biol* 2002; (47 (6): R1-R65.
- [2] BALTER JM, ANTONUK LE. Quality assurance for kilo- and megavoltage in-room imaging and localization for off- and online setup error correction. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 2008; 71(1): S48-S52.
- [3] BEUTEL J, BISSONNETTE J. Quality assurance of image-guidance technologies. *Semin Radiat Oncol* 2007; 17(4): 278-286.
- [4] BISSONNETTE J, BALTER PA, DONG L, LANGEN KM, LOVELOCK DM, MIFTEN M, *et al.* Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys* 2012; 39(4): 1946-1963.
- [5] BISSONNETTE J, MOSELEY DJ, JAFFRAY DA. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Med Phys* 2008; 35(5): 1807-1815.
- [6] BISSONNETTE JP, JAFFRAY DA, FENSTER A, AND MUNRO P. Optimal radiographic imaging for portal imaging. *Med Phys* 1994; 21: 1435-1445.

- [7] BISSONNETTE JP, MOSELEY DJ AND JAFFRAY DA. A Quality Assurance Program for Image Quality of Cone-Beam CT Guidance in Radiation Therapy. *Med Phys* 2008; 35 (5): 1807-1815.
- [8] CAI Y, KRIZ R, AND CHU J. MTF Measurement of Digital Imaging Systems Used in Radiotherapy. *Med Phys* 2005; 32 (6): 1917-1917.
- [9] CHAN M, YANG J, SONG Y, BURMAN C, CHAN P, LI S. Evaluation of imaging performance of major image guidance systems. *Biomedical imaging and intervention journal* 2011; 7(2): e11.
- [10] CONNELL T, ROBAR JL. Low-Z target optimization for spatial resolution improvement in megavoltage imaging. *Med Phys* 2010; 37: 124-132.
- [11] CRISPÍN V, GIMENO J, DE LOS DOLORES V, GONZÁLEZ V, GUARDINO C. Tomografía Computarizada Con Haz Cónico de Megavoltaje: Exactitud Intrínseca. Uso en Radiocirugía con Acelerador Lineal de Electrones. XVII Congreso Conjunto de la Sociedad Española de Física Médica Y Protección Radiológica. ALICANTE 2009.
- [12] DOBBINS JT III. Image quality metrics for digital systems, en *Handbook of Medical Imaging*, Vol. 1. Ed. Beutel J, Kundel H, Van Metter RL. SPIE Press. Bellingham, WA. 2000.
- [13] DU W, YANG JN, CHANG EL, LUO D, MCALEER MF, SHIU A, *et al.* A quality assurance procedure to evaluate cone-beam CT image center congruence with the radiation isocenter of a linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2010; 11(4): 15-26.
- [14] FAHRIG R, DIXON R, PAYNE T, MORIN RL. GANGULY A, STROBEL N. Dose and Image Quality for a Cone-Beam C-Arm CT System. *Med Phys* 2006; 33: 4541-4550.
- [15] GAYOU, O., PARDA D.S., JOHNSON, M. AND MIFTEN, M. Patient Dose and Image Quality from Mega-Voltage Cone Beam Computed Tomography Imaging. *Med Phys* 2007; 34: 499-506.
- [16] GOPAL A, SAMANT SS. Use of a line-pair resolution phantom for comprehensive quality assurance of electronic portal imaging devices based on fundamental imaging metrics. *Med Phys* 2009; 36 (6): 2006-2015.
- [17] GOPAL A, SAMANT SS. Validity of the line-pair bar-pattern method in the measurement of the modulation transfer function (MTF) in megavoltage imaging. *Med Phys* 2008; 35 (1): 270-279.
- [18] *Handbook of Medical Imaging: physics and psychophysics*. Ed. Beutel J, Kundel H, Van Metter RL. SPIE Press. Bellingham, WA. 2000.

- [19] HERMAN MG, BALTER JM, JAFFRAY DA, MCGEE KP, MUNRO P, SHALEV S, VAN HERK M and WONG JW. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM radiation therapy committee task group 58. *Med Phys* 2001; 28: 712-737.
- [20] ICRU Report 54. Medical Imaging – The Assessment of Image Quality. International Commission on Radiation units and Measurements. Bethesda, 1996.
- [21] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Norma CEI 60976. Equipos electro-médicos. Aceleradores de electrones para uso médico, Características funcionales (2007).
- [22] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. Norma CEI 62220. Equipos electro-médicos. Características de los dispositivos digitales de imágenes de rayos X. Parte 1: Determinación de la eficiencia cuántica de detección (2003).
- [23] ISAMBERT A, FERREIRA IH, NICULA LE, BONNIAUD G, LEFKOPOULOS D, Controle Qualite D'un Systeme d'Imagerie Cone Beam Megavoltage Quality. *Cancer//Radiotherapy* 2008; 12: 781-787.
- [24] JAFFRAY D, SIEWERDSEN J. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 2000; 27(6): 1311-1323.
- [25] KAMATH S, SONG W, CHVETSOV A, OZAWA S, LU H, SAMANT S, *et al.* An image quality comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2011; 12(2): 376-390.
- [26] KIRBY MC, GLENDINNING AC. Developments in electronic portal imaging systems. *The British Journal of Radiology* 2006; 79:S50-S65.
- [27] KLEIN EE, HANLEY J, BAYOUTH J, YIN FF, SIMON W, *et al.* Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009; 36(9):4197-4213.
- [28] LANGEN KM, MEEKS SL, POULIOT J. Quality Assurance of On Board Megavoltage Computer Tomography Imaging and Target Localization Systems for On- and Off-Line Image Guided Radiotherapy. *Int J Radiation Oncology Biol Phys* 2008; 71 (1) Supplement s62-s65.
- [29] MAO W, LEE L, XING L. Development of a QA phantom and automated analysis tool for geometric quality assurance of on-board MV and kV x-ray imaging systems. *Med Phys* 2008; 35(4): 1497-1506.

- [30] MAO W, SPEISER M, MEDIN P, PAPIEZ L, SOLBERG T, XING L. Initial application of a geometric QA tool for integrated MV and kV imaging systems on three image guided radiotherapy systems. *Med Phys* 2011; 38(5):2335-2341.
- [31] MARGUET M, BODEZ V. Quality control of a kV cone beam computed tomography imaging system. *Cancer Radiotherapie* 2009; 13(5): 345-352.
- [32] PENG JL, KAHLER D, LI JG, AMDUR RJ, VANEK KN, LIU C. Feasibility study of performing IGRT system daily QA using a commercial QA device. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2011; 12 (3): 248-256.
- [33] PINZA MOLINA *et al.* Protocolo de la SEFM de control de calidad de Aceleradores Lineales de Electrones para uso Médico. SEFM 2008.
- [34] RAJAPAKSHE R, LUCHKA K AND SHALEV S. A quality control test for electronic portal imaging devices. *Med Phys* 1996; 23 (7): 1237-1244.
- [35] SCHREIBMANN E, ELDER E, FOX T. Automated Quality Assurance for Image-Guided Radiation Therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2009; 10(1): 71-79.
- [36] STÜTZEL J, OELFKE U AND NILL S. A Quantitative Image Quality Comparison of Four Different Image Guided Radiotherapy Devices. *Radiother Oncol* 2008; 86: 20-24.
- [37] VAN ELMPT *et al.* A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Rad Oncol* 2008; 88 (3): 289-30.
- [38] YOO S, KIM G, HAMMOUD R, ELDER E, PAWLICKI T, GUAN H, *et al.* A quality assurance program for the on-board imager (R). *Med Phys* 2006; 3(11): 4431-4447.

Capítulo 8: Tomoterapia

Tomoterapia

1. Descripción del sistema

1.1. Introducción

Una línea de desarrollo que ha seguido pasos diferentes a los explicados en los capítulos precedentes, pero con el mismo fin, que es verificar que la posición y anatomía del paciente eran en el momento del tratamiento, la misma que cuando se inició la planificación, es la de TomoTherapy. Desarrollada por R. Mackie (Mackie *et al.* 2003), en el entorno de la Universidad de Wisconsin, el sistema trata de mantener la geometría de un TC convencional y sustituir el tubo de rayos X por un acelerador de 6 MV al que se le modifica el espectro con el fin de que pueda realizar imágenes tomográficas de suficiente resolución y contraste a partir de un haz de fotones próximo a los 3 MV. De esta manera se genera una máquina que permite irradiar terapéuticamente al paciente y en la misma posición y geometría obtener imágenes tomográficas que pueden compararse con las obtenidas en un tomógrafo convencional con el que se hace la planificación dosimétrica: es la Tomoterapia Helicoidal (Figura 1).

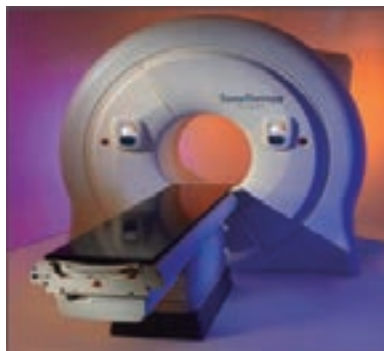


Figura 1. Equipo de Tomoterapia. Cortesía de ACCURAY.

El objetivo de este capítulo es analizar el estado del arte del sistema de imagen de una Tomoterapia Helicoidal, las capacidades que tiene y el control de calidad que debe hacerse para mantenerlas a nivel óptimo.

2. El sistema de Tomoterapia Helicoidal

La Tomoterapia Helicoidal es una unidad concebida para realizar tratamientos con intensidad modulada y registrar con la misma máquina la posición de los órganos de interés de manera que pueda corregirse la irradiación antes o después de cada sesión, dependiendo del método que se use y las variaciones que se produzcan. El sistema puede conseguir modular la fluencia por varias vías, variando la emisión de fotones, la velocidad del brazo, la velocidad de la mesa o cambiando de forma muy rápida la posición de las láminas del colimador multilámina o modificando la abertura de las mandíbulas.

El dispositivo es similar al utilizado en los equipos de diagnóstico. Un estativo perfectamente diseñado para girar rápidamente, integra toda la electrónica de generación del haz y la información electrónica es transferida mediante un sistema de "escobilla" hacia la consola de control y los ordenadores de procesado (Figura 2).

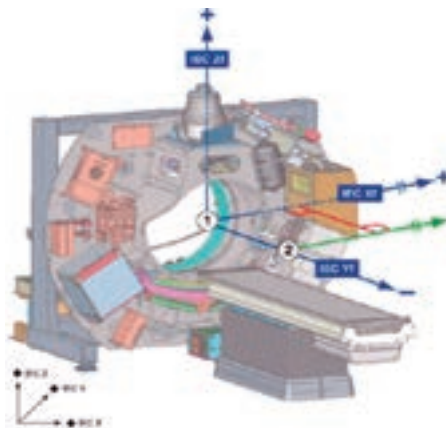


Figura 2. Situación de componentes en el equipo de Tomoterapia. Cortesía de ACCURAY.

El acelerador es compacto consistente en un cañón y una guía aceleradora de 30 cm de longitud capaz de acelerar electrones de 6 MeV. Al incidir sobre el blanco produce un haz de fotones de 6 MV. Los fotones son directamente

limitados por las mandíbulas del colimador y por el colimador multilámina. No dispone como en los aceleradores convencionales de filtro aplanador, ya que al ser una máquina destinada a la modulación el aplanamiento de la distribución espacial de fotones no tiene sentido.

Esto produce varias ventajas, la tasa emitida es mayor, la radiación dispersa en la cabeza es menor y sobre todo la ausencia de filtro aplanador homogeniza la calidad del haz y el espectro es casi igual del centro del haz a la periferia.

El colimador primario dispone de un par de mandíbulas independientes que le dan al haz la forma de abanico ("*fan beam*"). Está fabricado de una aleación que contiene un 95 % de tungsteno. En la dirección hacia delante tiene un espesor de 22 cm que permite reducir la radiación de fuga en tratamientos con un número alto de unidades monitor. Las mandíbulas pueden variar continuamente de 0 a 5 cm de abertura en el isocentro, pero en la máquina disponible para uso clínico, en general, se provee con tres aberturas 1, 2.5 y 5 cm. El tamaño en la dirección transversal es de 40 cm. La abertura para la ejecución del TC es de 5 mm.

El colimador multilámina es digital, sólo admite dos posiciones las láminas están interpuestas, o retiradas del haz. Dispone de 64 láminas que se mueven mediante un sistema de aire comprimido. Las láminas están divididas en dos grupos de 32 láminas que interdigitan de manera que se reduce significativamente el tiempo de colocación del paciente en posición de tratamiento a valores del orden de los 20 ms. La proyección de la lámina en el isocentro es de 6.25 mm y tiene un espesor de 10 cm de una aleación de tungsteno al 95%. El diseño del machihembrado es tal que las fugas son menores de 0.5 % de la tasa de fluencia energética del haz abierto. El isocentro está a 85 cm del foco (Figura 3).

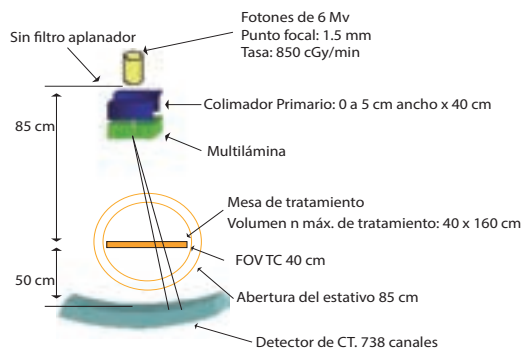


Figura 3. Características y posición de los componentes en relación con el haz en abanico (*Fan Beam*). Cortesía de ACCURAY.

La mesa no permite giros, se mueve exactamente igual que la de un tomógrafo convencional. La precisión de los movimientos es submilimétrica y los movimientos están automatizados y sincronizados con el giro del "gantry" y la posición de las láminas. Los tratamientos, por tanto, son coplanares y la irradiación es helicoidal.

La modulación se consigue controlando básicamente dos parámetros. El "pitch" y el denominado factor de modulación. El "pitch" se define como el cociente entre el desplazamiento de la mesa en una rotación del brazo y el tamaño de abertura del campo. Cuanto menor sea el "pitch" habrá más homogeneidad, pero mayor tiempo de irradiación. Contrariamente a lo que sucede en los sistemas de diagnóstico, en terapia el "pitch" es menor de 0.5 y generalmente está comprendido entre 0.2 y 0.5. Con un "pitch" menor que 0.5 el vóxel es irradiado en más de una rotación, con lo que la resolución en la dirección longitudinal es mayor que la que produciría el ancho del campo. Debido a que el haz no es paralelo se produce un artefacto dosimétrico ("Thread artifact") (Kissick *et al.* 2005). La figura 4 muestra en una isodosis superficial este efecto para un "pitch" igual a 1.

El otro factor a tener en cuenta es el factor de modulación: razón del tiempo máximo respecto al tiempo promedio de las láminas abiertas. A mayor factor de modulación la conformación será mejor, pero el tiempo de tratamiento será mayor. Cada lámina cambia de posición cada 7 grados. Cada lámina sólo tiene dos posiciones abierta o cerrada. El tiempo de recorrido depende del periodo de rotación ($T = 20$ s, $t_{70} = 392$ ms). El tiempo de permanencia en una posición promediada en el segmento, define la intensidad del segmento.

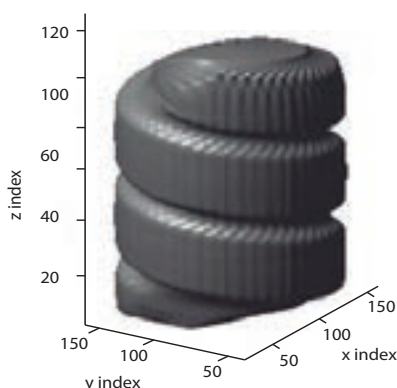


Figura 4. Efecto de pérdida de dosis similar al roscado de un tornillo debido a la divergencia del haz ("Thread artifact"). De Kissick *et al.* 2005.

La formación de la imagen se produce a través de la señal que recibe un dispositivo lineal de detectores de xenón, alineado permanentemente con el haz, que reciben la señal una vez que ha atravesado el paciente. El dispositivo de detectores es el utilizado en los antiguos escáneres de General Electric. El sistema detector dispone de 738 canales con dos cavidades de ionización. Estas cavidades están llenas de gas xenón a una presión aproximada de 5 atmósferas. Las cavidades están divididas por una lámina de tungsteno de 0.32 mm. La longitud del septo es de 2.54 cm en la dirección del haz. Las cargas producidas en dos cavidades adyacentes son colectadas juntas para dar la señal de un canal del detector. La separación entre cada canal es de 1.21 mm. El detector está a una distancia de 135 cm. Dado que la proyección de la abertura máxima del colimador en la dirección transversal es de 40 cm en el isocentro, éste es el FOV. De los 738 canales solamente 540 son usados para adquirir imágenes. La curvatura del dispositivo de detectores es de 110 cm de radio, lo que indica que está ligeramente desalineado con respecto a la fuente .

Para la formación de la imagen se utiliza una abertura de colimación de 5 mm y un pitch de 1, 1.6 y 2.4 para todas las variedades de imagen.

Los parámetros de radiofrecuencia del acelerador son ajustados de manera que nos proporcionen un haz de 3.5 MV, frecuencia de repetición de pulso baja y una menor emisión. Un sistema DAS adquiere la señal de las cámaras de ionización cada 3 ms. El pulsado de acelerador es controlado por el DAS de manera que la lectura de los elementos del detector esté sincronizada.

El punto focal es próximo a 2 mm de manera que la resolución espacial que puede conseguirse es próxima a la de un TC convencional.

Una vez adquiridos los datos, la resolución espacial está ligada al tamaño de la matriz. Éste puede ser definido en tres pasos. El valor estándar es de 256 x 256 y teóricamente puede utilizarse cualquiera que éste definido mediante un valor entero sólo limitado por la frecuencia de Nyquist definida como 0.5 x tamaño de píxel. Así, con una matriz de 512 x 512, tendríamos un tamaño de píxel de 0.78 mm y el valor de la frecuencia de Nyquist sería 0.64 mm⁻¹. Aunque teóricamente el tamaño seleccionado puede ser indefinido, éste está limitado por la frecuencia de muestreo en la adquisición de datos.

El límite de Nyquist para el muestreo es:

$$F_{Nmuestreo} = M/ds \quad (1)$$

donde M es la ampliación en el isocentro y ds es el ancho del haz de muestreo que depende del tamaño del detector y de la fuente.

Con una fuente próxima a 2 mm el ancho del haz de muestreo es de 0.926 mm y la frecuencia de muestreo de Nyquist 0.91 mm^{-1} . Por tanto a partir de una matriz de 737×737 no es posible mejorar la resolución espacial.

3. Formación de la imagen

En los inicios de la tomografía computarizada los algoritmos de reconstrucción que se utilizaban eran los de retroproyección filtrada. Este sistema está basado en la suposición de que cada píxel puede ser caracterizado por un parámetro simple μ , el coeficiente de atenuación lineal, y que el logaritmo de la medida es la integral de línea de μ . El problema es que el haz no es monocromático y además se endurece a medida que atraviesa el tejido y su energía media se incrementa. Por tanto, no podemos atribuir condiciones de linealidad en función del espesor absorbente. Esto da lugar a diferentes tipos de artefacto y a sistemas de corrección o de mitigación del efecto. A pesar de los sistemas de corrección el ruido introducido hace perder las características de contraste especialmente cuando el nivel de fluencia fotónica es bajo. Por ello es mejor resolver el problema mediante procedimientos iterativos tales como "*Maximum likelihood reconstruction*" (Olivera *et al.* 1998) cuando se prevé una menor fluencia. Además de potencialmente mejorar el ruido, permite fácilmente correcciones para reducir efectos de dispersión y difuminación ("*blurring*") en los procesos de reconstrucción. Una modificación de este tipo de algoritmos se referencia como "*Nuyts Transmission-MLAlgorithm*", o NT-ML (Nuyts *et al.* 1998) y puede ser expresado en una ecuación como:

$$\mu_j^{k+1} = \mu_j^k + \frac{a}{NP} \left(1 - \frac{\sum_i d_{i,j} \phi_i}{\sum_i d_{i,j} \phi_0 \cdot \exp(-\sum_{\xi} d_{i,\xi} \mu_{\xi}^k)} \right) \quad (2)$$

en la que el valor de μ para cada *píxel* j en cada iteración k , se relaciona con la anterior modificándose en el valor expresado en el sumando, donde NP es el número de píxeles en cada dimensión de la imagen y a representa un factor de relajación. Los valores $d_{i,j}$ son factores de ponderación que tienen en cuenta la influencia de cada píxel sobre el "rayo-suma". El valor de ϕ_i representa la lectura con el paciente para cada incidencia i o con una referencia en aire ϕ_0 .

Este algoritmo ha funcionado de forma más eficaz que otros de las mismas características. A pesar de ello en los sistemas comerciales se mantienen los algoritmos de retroproyección filtrada.

4. Sistema de registro y fusión

Una de las ventajas de disponer de un sistema de imagen dentro de la unidad de tratamiento es la facilidad de disponer de procesos de colocación del paciente en la unidad, guiados por la imagen, que nos aseguren que los volúmenes de interés se mantienen dentro de la geometría que se diseñó y aceptó en la planificación. El cuerpo humano es un sólido muy poco rígido que sufre alteraciones por deformación de su estructura al situarse en la unidad de tratamiento, cambios de volumen por modificaciones de los volúmenes de interés debido a los efectos de la radiación o a la propia enfermedad y movimiento internos de órganos motivados por el funcionamiento fisiológico de los mismos, que pueden ser cíclicos (respiración, movimiento cardíaco, etc.) o completamente aleatorios, como los que se derivan, por ejemplo, de cambios de posición por llenado de órganos, como vejiga o recto. Los cambios de posición de unos órganos, afectan a la situación relativa de otros e incluso el sistema óseo, verdaderamente rígido, tiene infinidad de posibilidades de cambios de posición a través de las articulaciones, que permiten su movimiento. La variación de los cambios es muy amplia y su importancia depende de la situación de los volúmenes y sus propias características de arquitectura radiobiológica.

Los cambios de posición tratan de reproducirse y minimizarse de acuerdo a las instrucciones que se fijan en la puesta en tratamiento para reproducir la adquisición de datos previos a la planificación. De manera, que la primera línea de control de calidad está en el propio diseño de los tratamientos, que deben ser lo más fácilmente reproducibles entre las diferentes posibilidades existentes e, inmediatamente, el entrenamiento del personal de forma que entienda dónde están los puntos críticos en la reproducibilidad y los niveles de riesgo. Por otro lado, las condiciones psicofísicas del paciente unidas a los efectos particulares de la patología hacen que la colaboración del paciente dificulte las tareas de reproducción de la posición. Los sistemas de inmovilización tienden a minimizar este efecto incluso con una mínima colaboración del paciente.

Con estas premisas por delante, la nueva radioterapia guiada por la imagen nos debe proporcionar la visualización, suficientemente objetiva y precisa, para poder tomar decisiones sobre los cambios producidos entre fracciones y dentro de una fracción. Las imágenes que proporcionan los sistemas pueden ser planares o tomográficas y pueden ser hechas con baja energía o con alta energía. El contraste y el ruido son los elementos más limitantes ya que la resolución espacial depende más de las condiciones geométricas del foco y de las propiedades del detector y sistemas de reconstrucción. Estas imágenes, realizadas con la mismas condiciones geométricas que el tratamiento requieren un conjunto de herramientas que nos permita cuantificar la falta de coincidencia de los patrones geométricos que muestran.

En el caso de la Tomoterapia se pretende que estas herramientas se hagan en base a imágenes tomográficas adquiridas en las condiciones de tratamiento y luego un *software* de fusión nos permite determinar los cambios que deben realizarse en las seis variables que constituyen los grados de libertad (traslaciones y rotaciones) del sólido (paciente) que en su forma elemental consideraremos rígido.

El algoritmo utilizado para realizar la fusión entre las imágenes kV y MV es el de "Información Mutua". Este sistema está basado en el análisis de la cantidad de información compartida en el registro de las dos imágenes. Utiliza el concepto de entropía definido como:

$$H(A) = - \sum_a p(a) \cdot \log p(a) \quad (3)$$

donde a representa los valores que toma la variable aleatoria A y $p(a)$ la probabilidad del valor a .

La entropía es un concepto relacionado con la medida de la incertidumbre sobre el valor de una variable aleatoria y el desorden de su distribución de probabilidad. Cuando todos los valores tienen igual probabilidad el valor es máximo. Si la variable puede tomar una serie de valores con mayor probabilidad que otros la incertidumbre de conocerla será baja y su entropía también.

Para emplear este concepto en el registro de imágenes se utiliza el concepto de **entropía conjunta**, que mide la cantidad de información que tenemos en dos imágenes cuando son observadas conjuntamente y se define como:

$$H(A, B) = \sum_a \sum_b p(a, b) \cdot \log p(a, b) \quad (4)$$

El concepto de entropía conjunta se puede visualizar si se realiza un **histograma acumulado conjunto** de las imágenes A y B . Esto es una representación en un sistema cartesiano del conjunto de puntos con un nivel de intensidad de gris dependiendo del número de veces que un vóxel de intensidad \mathbf{a} en la imagen A coincide con un vóxel de intensidad \mathbf{b} en la B .

Así los puntos del histograma serán oscuros si hay pocas coincidencias y brillantes si hay muchas. Alineadas las imágenes al disminuir el número de coincidencias, los niveles de intensidad se dispersan en el histograma y el número de regiones oscuras aumenta.

Si las imágenes están alineadas, como todos los vóxeles coinciden presentan puntos brillantes. Si son idénticas estarán en una línea recta coincidente

con la bisectriz. Si las imágenes no están alineadas, se utiliza la entropía conjunta para cuantificar esta dispersión. Cuanto mayor sea la dispersión en el histograma conjunto mayor será la entropía conjunta.

La **información mutua** permite encontrar una transformación que minimice la entropía conjunta concentrando los valores del histograma y se define como:

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad (5)$$

Esta definición se interpreta considerando la información mutua como la cantidad de información que no es exclusiva de las dos imágenes. Cuando se suman las entropías por separado de A y B hay información compartida (mutua) que se mantiene cuando se resta la entropía conjunta. La maximización de la información mutua minimiza la entropía conjunta.

5. Algoritmo de utilización de la imagen fusión

La utilización de la imagen en el proceso de tratamiento proporciona varios mecanismos para la toma de decisiones previos a la ejecución del tratamiento. El esquema general del proceso es el indicado en el esquema adjunto (Figura 5).

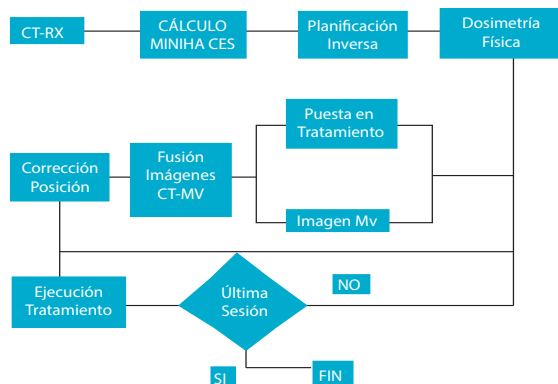


Figura 5. Esquema general del proceso tomoterápico.

Se parte de las imágenes obtenidas mediante un TC-kV convencional, que son transferidas al sistema de planificación de la tomoterapia. En él, se definen los volúmenes de interés a irradiar o proteger. Se diseñan los minihaces que participarán en el proceso de optimización y se establece la estrategia de optimización mediante la planificación inversa. El resultado optimizado y aceptado es transferido, para su cálculo, a un maniquí sobre el que se realiza una verificación dosimétrica de la distribución del campo de radiación. Esto asegura que el sistema proporciona la distribución espacial de fluencia que se aplicará al paciente en cada sesión y que el planificador calcula, al menos en un maniquí homogéneo la dosis absorbida como nos muestra en los resultados. En el momento de la puesta en tratamiento, se realiza una tomoimagen (MV) y mediante la técnica de fusión descrita, se analiza la congruencia de ambas imágenes en todos los cortes con visualización transversal, sagital y coronal. La manipulación manual o automática de los seis grados de libertad, 3 traslaciones y 3 rotaciones necesarias para hacer coincidir los dos conjuntos de imágenes, nos definen la discrepancia de las superficies externas y los volúmenes internos con respecto a los planificados.

La fusión automática utiliza un método de reducción selectiva de la tasa de muestreo (*down-sampling*), para definir que píxeles utilizará en la fusión. Esta reducción puede ser:

- Imagen completa, mediante el sistema de información mutua sin umbral
- Umbral de detección de hueso para píxel cuya densidad es mayor que 1.1 g/cm^3
- Umbral para identificar hueso y tejido para píxeles con valores de densidad 0.3 g/cm^3

Una vez definidos los píxeles sobre los que va a actuar el programa se aplica un sistema de reducción de la tasa para definir la cantidad que intervendrán en el proceso. Realizada la fusión se corrigen las discrepancias a través de:

- Traslaciones solamente.
- Traslaciones y giro en el eje de giro del acelerador ("*roll*")
- Traslaciones y giro en el eje de giro perpendicular al plano de la mesa ("*yaw*")
- Traslaciones + "*roll*" + "*yaw*"
- Traslaciones + los tres giros

Además, el sistema permite la superposición del conjunto de contornos dibujado en la imagen kV y la distribución de dosis absorbida calculada. De esta manera y cuando los desplazamientos son mínimos el operador puede

hacerse una idea de la validez del cálculo en relación con la posición relativa de los órganos de interés con la distribución de dosis.

Aceptadas las correcciones pueden ejecutarse algunos movimientos de forma automática y otros no, por ejemplo el "yaw" y el "pitch" (Figura 6).

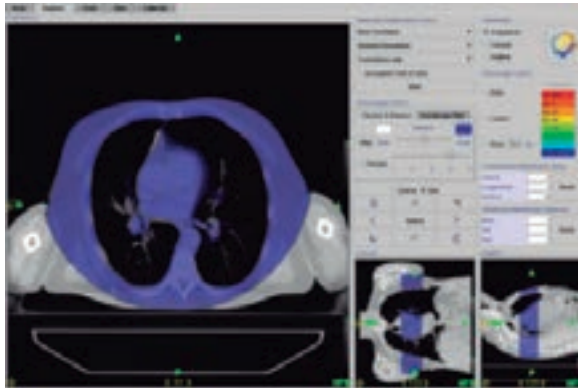


Figura 6. Pantalla de visualización de la fusión kV-MV con las herramientas correspondientes. De Radiofísica IMO.

6. Control de calidad del sistema de imagen

6.1. Pruebas de seguridad: estabilidad e integridad

La operación de cualquier dispositivo que genere radiaciones ionizantes implica la existencia y consiguientemente la comprobación de las seguridades de funcionamiento del sistema que impidan daños para el paciente, los operadores y el público en general.

6.1.1. Mesa de Tratamiento

Objetivo

La disposición de la mesa de tratamiento en una instalación finalizada es el sistema de referencia hacia el que hay que orientar todas las demás determinaciones y esto por varios motivos:

La mesa debe estar situada de tal manera que los planos en los que se definen los desplazamientos de la misma estén orientados de acuerdo a la posición del sistema de coordenadas definido en la sala. Por tanto las direcciones de los movimientos de translación definen en realidad el sistema de coordenadas de la unidad.

La mayor parte de las pruebas que se realicen para comprobar la geometría de irradiación y el desplazamiento se realizan teniendo como soporte la mesa de tratamiento.

Método

Comprobar que la mesa está nivelada y situada de forma coherente y que las direcciones de desplazamiento son correctas a lo largo de todos los rangos de estos desplazamientos.

La mesa permite movimientos manuales y automáticos motorizados y debe comprobarse que estos son correctos en dirección, sentido y módulo de desplazamiento. Es decir ortogonales.

Además deberá comprobarse como le afectan las deformaciones del tablero cuando se sitúen encima de la mesa elementos de diferente peso, volumen y forma y en que parte del mismo se sitúen.

Periodicidad

Semanal.

Tolerancia

Los desplazamientos deben ser inferiores a 1 mm.

6.2. Pruebas geométricas y mecánicas

6.2.1. Sistemas de centradores láser

Objetivo

Uno de los primeros procesos en un programa de garantía de calidad en Tomoterapia es la comprobación o determinación de las referencias sobre las que va a estar definida la geometría de irradiación.

El sistema dispone de dos referencias láser: una fija y una móvil. La referencia fija está definida por dos láseres que visualizan rectas contenidas en los planos XY e YZ y que se cruzan en un punto donde definimos el isocentro de la máquina. El punto está desplazado 70

cm fuera del plano de giro del acelerador, para permitir trabajar sin la molestia de hacerlo dentro del túnel de la máquina. Esta referencia está definida igualmente en el sistema de planificación y debe coincidir con la misma en los planos que definen el isocentro y ejes en el TC.

El sistema móvil está definido también por dos rectas que definen un punto cuya posición relativa con respecto al láser fijo nos indica la posición relativa del paciente o del maniquí de manera que podamos reproducir esta posición de forma repetible. Las líneas que definen los láseres móviles se sitúan en referencias definidas sobre la superficie del paciente o mediante sistemas fiduciaros asociados a él (Marcos estereotáxicos, moldes, etc.).

Debido a que cada par de láseres define planos distintos con un eje en común, debe en primer lugar buscarse la concordancia de las direcciones que definen los ejes de coordenadas y el punto de intersección. Por ello deberán definirse tres pruebas independientes:

- Concordancia del origen de coordenadas o isocentro.
- Paralelismo de los ejes.
- Rotación relativa de los planos definidos por estas rectas para que sean en su caso ortogonales al plano que definirá el giro del sistema mecánico que contiene el mecanismo de irradiación.

Método

Situar sobre la mesa del equipo un conjunto de láminas de plástico perfectamente homogéneas niveladas con un nivel de precisión (se puede disponer de un dispositivo con dos láminas en cruz perfectamente ortogonales y que se ancle en la mesa del equipo de manera que sea perfectamente ortogonal con la misma. En realidad, los planos que definen el sistema de coordenadas deben estar situados de forma relativa para que las direcciones de los mismos sean paralelas a los desplazamientos de la mesa).

Se procede a nivelar el dispositivo y se actúa sobre el sistema de definición de las líneas del láser para que coincidan con las marcas definidas por el dispositivo.

Una vez realizada la concordancia de un diedro se realiza con el mismo procedimiento la del otro hasta que el triedro esté perfectamente definido.

Una vez finalizado se ejecuta por el mismo procedimiento el posicionamiento de los láseres móviles.

Comprobar que los láseres móviles responden a los desplazamientos correctamente en dirección, sentido y módulo de desplazamiento con respecto a los láseres fijos.

Periodicidad Diaria.

Tolerancia < 1 mm.

6.2.2. Sistema de colimación. Alineamiento de componentes

6.2.2.1. Coincidencia del eje del haz y el eje del colimador primario

Objetivo Como se ha comentado previamente el sistema de aceleración es compacto de manera que la pieza que lo forma debe estar perfectamente alineada con el blanco y con el sistema de colimación que son piezas también independientes.

Las mandíbulas del colimador que define el ancho del campo en la dirección Y (paralelo al desplazamiento longitudinal de la mesa) se mueven pivotando sobre un punto que se encuentra 50 mm detrás de la posición del blanco. El blanco define una recta que pasa por él y es perpendicular al plano de la mesa. De esta manera, al pivotar el conjunto la emisión de radiación que deja pasar una pequeña abertura simétrica a ambos lados del eje de la abertura, modificará de forma sensible la fluencia que pueda observarse en el plano de la mesa.

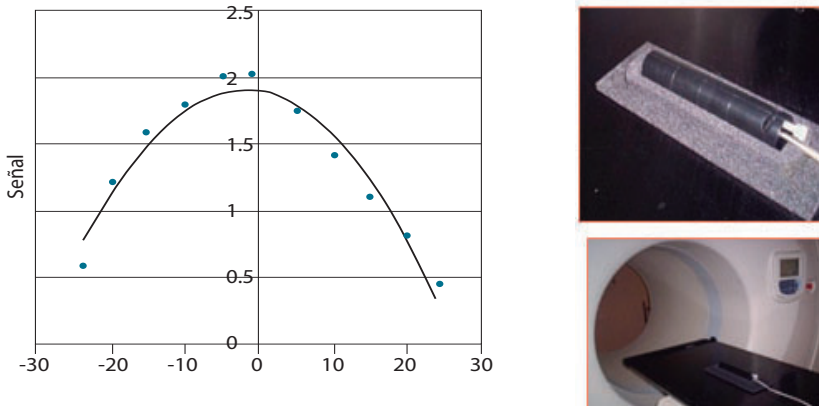


Figura 7. Determinación de la localización del eje del haz y coincidencia con el eje del colimador, mediante localización del punto máximo de fluencia recogido con una cámara cilíndrica. De Radiofísica IMO.

- Método** Situando sobre el plano de la mesa una cámara cilíndrica de 12 cm de longitud y 8 mm de diámetro, situada paralela a la dirección del eje Y permite al mover el sistema de colimación sobre su eje que se vea una curva similar a la de la figura 7 donde la posición del punto máximo de fluencia indicará que el eje del colimador primario coincide con la recta que pasando por el blanco es perpendicular a la mesa de tratamiento.
- Periodicidad** Aceptación y cambios del acelerador.
- Tolerancia** < 1 mm.

6.2.2.2. Perpendicularidad del plano de giro del haz de radiación con el plano de la mesa. Alineamiento de la dirección Y del haz

- Objetivo** Una vez definido el eje del haz, sin ambigüedad, en relación al colimador primario debemos asegurarnos que el plano de giro debe contener este eje.
- Método** Se sitúa una película a una distancia de aproximadamente 20 cm alejada del isocentro (100cm del foco) y se selecciona un campo estático con un tamaño de 25 mm de abertura en la dirección Y y la mitad de las láminas cerradas; estos es, se abren las láminas de la 1

a la 32. Esto nos mostrará un hemicampo de radiación del máximo posible en la dirección negativa del eje X. Posteriormente se selecciona otro campo estático a 180 grados con la misma abertura pero con las láminas que cubren el eje X positivo abiertas y la otras cerradas. Al no estar la película en el isocentro las proyecciones de ambos hemicampos tendrán tamaños diferentes (Figura 8). Comparando dos perfiles transversales observaríamos la falta de perpendicularidad con la rotación. La figura 9 muestra la imagen y los perfiles medidos en una prueba. En caso de falta de alineamiento se realiza un desplazamiento asimétrico de la dirección y de las mandíbulas hasta que el centro del haz tenga una mínima componente en la dirección Y.

Debe tenerse en cuenta que la posición del plano de corte es relativa tanto a la posición del estativo que gira como a la del colimador con respecto al mismo. Podría pensarse que en vez de corregir los giros de posición del colimador este podríamos colocarlo paralelo a la mesa de tratamiento o plano xy y corregir la posición del estativo.

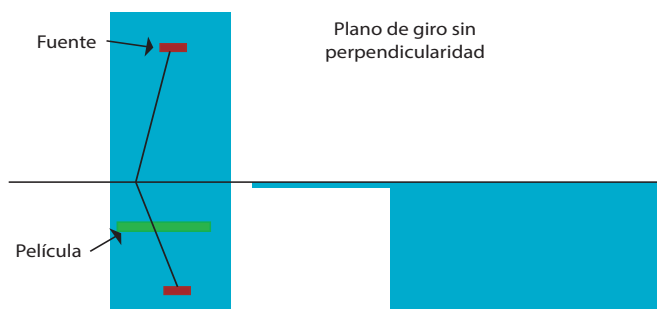


Figura 8. Esquema del efecto sobre la película en la determinación de la perpendicularidad del plano de giro del haz de radiación con el plano de la mesa.

Es obvio que es más fácil cualquier corrección sobre la posición del colimador que modificar la posición del estativo. Se entiende que la construcción mecánica del

estativo es lo suficientemente robusta para que una vez colocada en su posición de trabajo el plano de giro del estativo es prácticamente perpendicular al plano xy. Así pues, las pequeñas diferencias que pudieran existir se corrigen girando y desplazando las mandíbulas de manera que el efecto de la mala alineación en el giro sea mínimo.

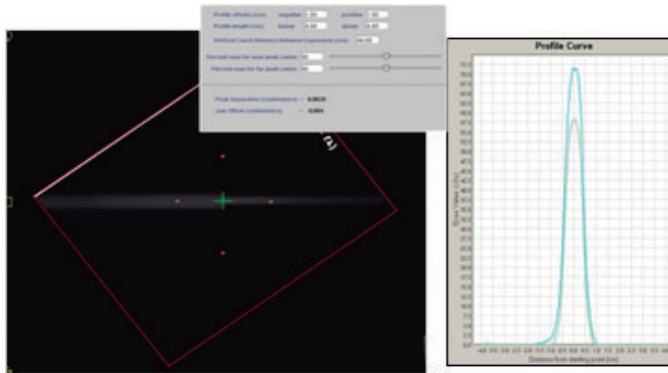


Figura 9. Análisis de la película para la determinación de la perpendicularidad del plano de giro con la mesa. De Radiofísica IMO.

Periodicidad Aceptación y cambios del acelerador.

Tolerancia < 1 mm.

6.2.2.3. Centrado y simetría de la posición de las mandíbulas

Objetivo La corrección o alineación de un ancho de campo no implica necesariamente que el movimiento simétrico de las mandíbulas en uso clínico sea correcto. Como hemos indicado el sistema se ofrece en general con tres tamaños de campo (10, 25, y 50 mm). Una vez alineado por el procedimiento anterior la posición intermedia, nos quedaría comprobar que ésta se mantiene para las otras posiciones.

Método Situar en el plano del isocentro un película y seleccionar un tamaño de campo de 50 mm en la dirección Y. Se se-

lecciona un procedimiento que abra un conjunto de láminas en 2 ó 3 grupos espaciados cada 7 láminas aproximadamente, y se realiza una exposición. Sin mover la placa se selecciona un campo de 10 mm en la dirección del eje Y y se abre otro conjunto de grupos de láminas intercalados con las posiciones que anteriormente estaban cerrados y se realiza una nueva exposición. El resultado de la doble exposición se vería como en la figura 10.

Analizando diferentes perfiles en la dirección Y, se observará si los centros de ambos bloques coinciden lo que indicaría a su vez que las mandíbulas se están moviendo simétricamente.

El procedimiento puede repetirse utilizando el tamaño de 25 mm.

(Se entiende que en el procedimiento anterior donde se movieron asimétricamente las mandíbulas para buscar la concordancia del haz en las posiciones 0 y 180 grados, una vez fijadas esas posiciones, las mandíbulas se mueven simétricamente a ambos lados. Por eso hay que comprobar la posición del centro en esta prueba).

Periodicidad

Aceptación y cambios en el acelerador.

Tolerancia

Desplazamiento < 1mm.

Alineación del centro del campo con la posición de las mandíbulas

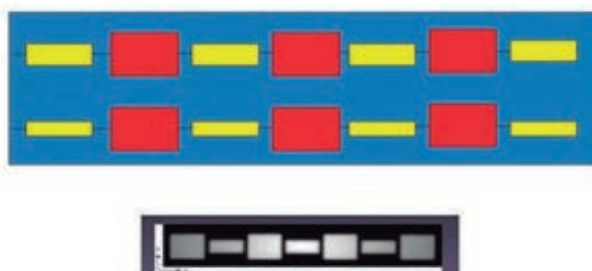


Figura 10. Patrón de imagen que se observará en la película utilizada para observar el centrado y simetría en la posición de las mandíbulas.

6.2.2.4. Paralelismo de las mandíbulas en plano XY

Objetivo Verificar si la posición de las mandíbulas o el plano de corte coinciden estrictamente con el plano XY o está ligeramente girado con respecto a él, como ilustra la figura 11.

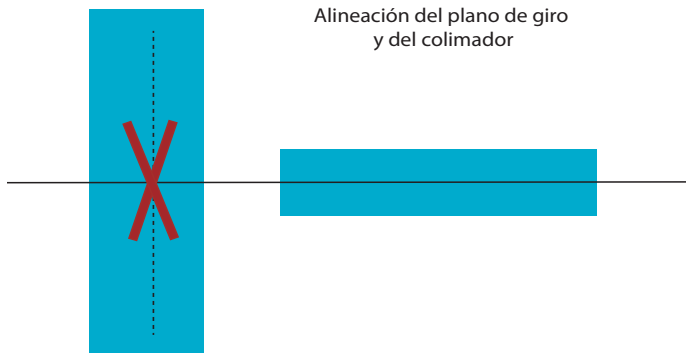


Figura 11. Esquema de las desviaciones posibles entre el plano de corte y la situación de plano que forma el campo con las mandíbulas.

Método Situar una película en el isocentro y realizar una impresión con una apertura de colimador de 50 mm en la dirección Y, con todas las láminas abiertas. Posteriormente realizar otra exposición a 180 grados con una apertura de campo de 25 mm.

El resultado de la doble exposición se analizaría mediante la obtención de perfiles en la dirección Y a ambos extremos de los campos.

Periodicidad Cambios en el acelerador.

Tolerancia <1 mm.

6.2.2.5. Alineamiento del sistema detector-mandíbulas

Objetivo Una vez que la posición del colimador ha sido definida debe de comprobarse la alineación con el sistema detector. Se trata de observar que la señal que recoge

el detector es máxima cuando pivotamos el colimador en la dirección Y. El procedimiento es similar al que se ha descrito para observar la posición simétrica del colimador respecto al eje del haz. En este caso se analiza la señal que proporciona el sistema detector.

Método

Se desplaza la mesa en dirección longitudinal de manera que deje espacio totalmente libre al haz de radiación entre el foco y el sistema detector.

Se define un procedimiento estático con todas las láminas abiertas y la máxima abertura de colimación y ambas mandíbulas abiertas que será tomado como de referencia. Se recoge la señal que proporciona el sistema detector.

Se definen un conjunto de procedimientos estáticos asimétricos en ambas direcciones del eje Y, y a la misma distancia del centro, de manera que la señal se reduzca un porcentaje significativo del máximo.

El resultado será un conjunto de señales como las de las figuras 12 y 13.

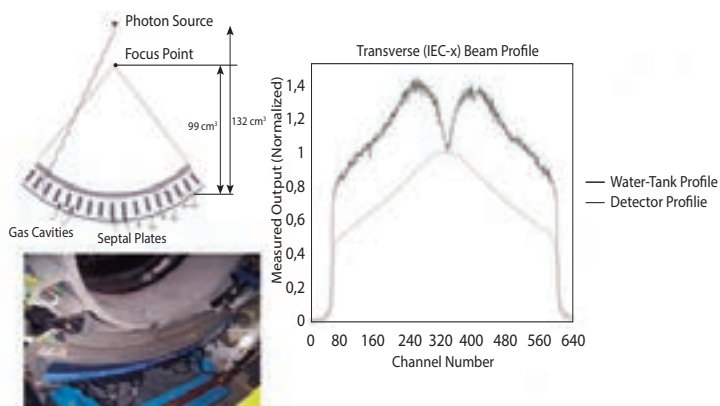


Figura 12. Señales obtenidas con el conjunto de detectores comparadas con la obtenidas en un tanque de agua y utilizadas para ver el alineamiento del sistema detector con el campo definido por las mandíbulas. De Radiofísica IMO.

Analizando la concordancia de los perfiles que estén igualmente separados del centro podemos conocer si existe un centrado del haz. Probablemente deba hacerse una matriz con los datos para tratar de analizarlos numéricamente mejor en caso de que el desplazamiento no pueda inferirse directamente de la observación de los perfiles obtenidos.

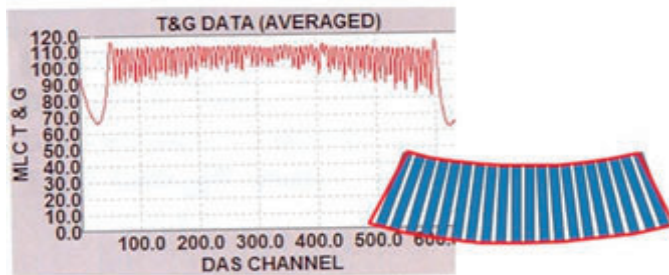


Figura 13. Centrado del MLC mediante el sistema de detectores.

- Periodicidad** Cambios de acelerador o modificaciones de la posición del multilámina.
- Tolerancia** En la dirección transversal (Eje X) la tolerancia debe ser del orden de los 2 mm y en la dirección Y el centro del sistema detector debe estar dentro de 5 mm del eje del haz.

6.3. Calidad de la imagen

6.3.1. Visor de imágenes

- Objetivo** Las imágenes que se obtienen con un equipo de tomoterapia se relacionan con el sistema láser a través de un visor de imágenes del que dispone tanto la pantalla del planificador como del operador. Una de las primeras necesidades es comprobar que el centrado de los láseres se corresponde con la imagen adquirida.

Método

Para verificar esto se utiliza un dispositivo cilíndrico que puede nivelarse y que tiene identificadas los ejes en los extremos del tubo de manera que al centrarlo con los láseres en las posiciones correspondientes se sitúa dentro del sistema de coordenadas definido para la máquina. Se realiza una imagen. En la imagen obtenida se observará el objeto que representa el centrado (Figura 14).

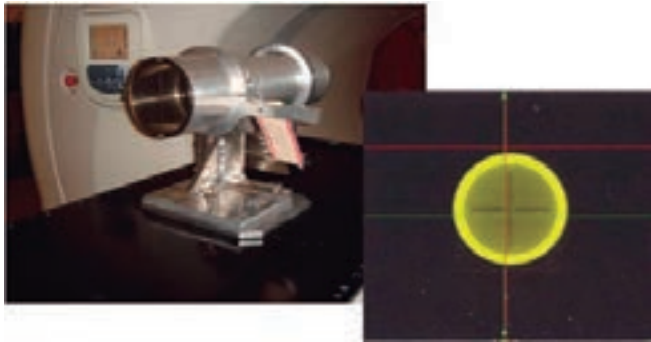


Figura 14. Comprobación de la representación en el visor de imágenes del sistema de coordenadas. De Radiofísica IMO.

6.3.2. Uniformidad en un medio uniforme

Objetivo

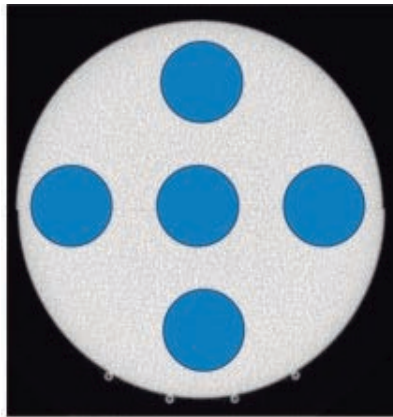
La verificación de la distribución de números CT es fundamental ya que de ello depende parte del proceso de cálculo. Para observar la capacidad del sistema de reproducir las características del material del que se pretende realizar una imagen se utiliza un maniquí de material uniforme como puede ser un cilindro de agua o de un material de fabricación homogénea.

Método

Disponer de un maniquí cilíndrico de agua o material equivalente que posea una alta uniformidad en su construcción.

Se realiza una adquisición de imágenes para un “pitch” determinado y un tamaño de matriz.

En la imagen adquirida se selecciona una ROI de aproximadamente 2 cm de diámetro sobre la que se determina el valor medio del número CT, colocando la ROI en cuatro puntos periféricos, a 1 cm hacia el interior del maniquí y en el centro de la imagen (Figura 15). Se comparan los valores medios del número CT.



Tolerancia: < 25 HU diferencia

Figura 15. Uniformidad. De Radiofísica IMO.

Definimos la uniformidad como la diferencia máxima entre los valores medios en las zonas periféricas y el central. Esto podemos expresarlo como porcentaje del valor central. También podemos definir un "Índice de Uniformidad" como:

$$IU = [1 - (L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min})] \times 100 \quad (6)$$

El proceso se debe repetir para otros "pitch" y tamaños de matriz.

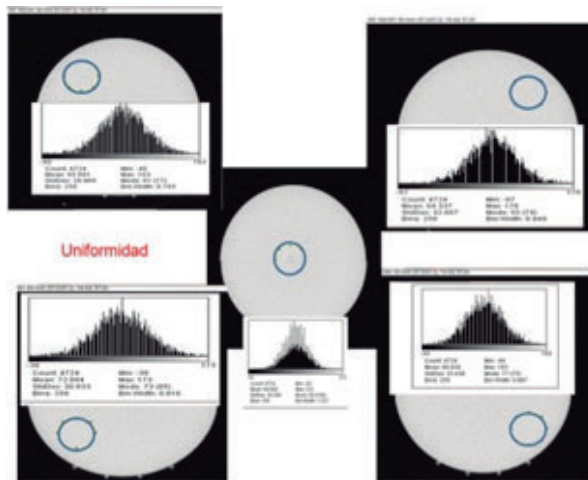


Figura 16. Procedimiento de verificación de la uniformidad. De Radiofísica IMO.

Periodicidad	Anual.
Tolerancia	No debe existir una diferencia en los valores periféricos con respecto al central en más de 25 unidades.

6.3.3. Ruido de Imagen

Objetivo Una imagen tomográfica de un objeto uniforme muestra variaciones aleatorias y sistemáticas en los números CT alrededor de un valor medio.

El ruido es la parte de la imagen que no lleva información pero que se añade a la señal modificándola. Esta señal es aleatoria y afecta a los valores de los números CT. El origen es complejo y está implícito el propio mecanismo de emisión. Así distinguimos el ruido electrónico del ruido cuántico. Cuando se superpone sobre la imagen una señal no informativa sistemática hablamos de "artefactos". El efecto en la imagen es establecer un límite inferior a la detección del contraste que puede detectar un observador.

El ruido se mide con la determinación de la desviación típica de los valores CT en un maniquí homogéneo.

Método

Adquirir una imagen de un maniquí cilíndrico de agua o de un material equivalente homogéneo, para un tamaño de matriz y "pitch" determinado. Seleccionar en la imagen una ROI que cubra prácticamente toda la imagen centrado en el maniquí. Realizar una estadística y determinar la desviación típica σ_{CT} .

Expresar el ruido como porcentaje del coeficiente de atenuación efectivo del agua μ_{agua} mediante la siguiente expresión:

$$Ruido = \sigma_{CT} \cdot CS \cdot 100 / \mu_{agua} \quad (7)$$

donde CS , factor de escala de contraste, representa el cambio del coeficiente de atenuación efectivo cuando cambia el número CT en dos materiales conocidos. Normalmente un material es el agua y otro un plástico. Se expresa como:

$$CS = (\mu_{plastico} - \mu_{agua}) / (CT_{plastico} - CT_{agua}) \quad (8)$$

Debe tenerse especial cuidado con el muestreo que se realiza que dependerá del tamaño de la ROI para que esté de acuerdo con el criterio de Nyquist y no produzca "aliasing" (Figura 17).

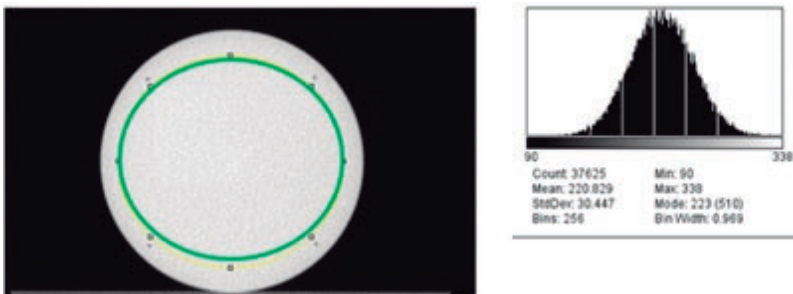


Figura 17. Medida del ruido en la imagen. De Radiofísica IMO.

Periodicidad	Anual.
Tolerancia	Dentro de un 2 %.

6.3.4. Resolución espacial de alto contraste

Objetivo	<p>Corresponde a la capacidad que debe tener el sistema de imagen para discriminar dos objetos que están próximos sin que la imagen difuminada de uno de ellos altere la capacidad de localización del otro. Depende de:</p> <ul style="list-style-type: none">• El ancho de abertura efectivo del detector en el isocentro (A_{eff}).• El tamaño de punto focal.• La densidad de muestreo que de acuerdo con el criterio de Nyquist deberá ser menor que $A_{eff}/2$, siendo la frecuencia de Nyquist igual a $1/A_{eff}$. <p>Conviene expresar la resolución como el número de pares de líneas por cm más que por el tamaño mínimo que puede detectarse, la relación entre ambos valores sería:</p>
-----------------	--

$$\text{Objeto (mm)} = 10/(2 \cdot [lp/cm]) \quad (9)$$

El objetivo es determinar la capacidad de resolución.

Existen dos sistemas para su determinación uno subjetivo utilizando patrones de resolución y el otro más objetivo obteniendo la FTM (Función de Transferencia de Modulación) en función de la matriz de reconstrucción y del "pitch".

Método	A. Prueba subjetiva.
---------------	-----------------------------

Se debe disponer de un inserto con una resolución conocida, consistente en un conjunto de filas de huecos realizados en un material acrílico. Cada fila dispone de 5 huecos cuyos centros están espaciados una distancia igual a dos veces el ancho del hueco. Cada fila está separada de las adyacentes 5 mm. El inserto se introduce en un maniquí del mismo material. Los diámetros de los huecos de cada fila son 1.75, 1.5, 1.25, 1.00, 0.75, 0.61, 0.5, y 0.4 mm, en los insertos comerciales (Figura 18).

Escala de huecos desde 2 mm hasta 0.8 mm en pasos de 0.2 mm

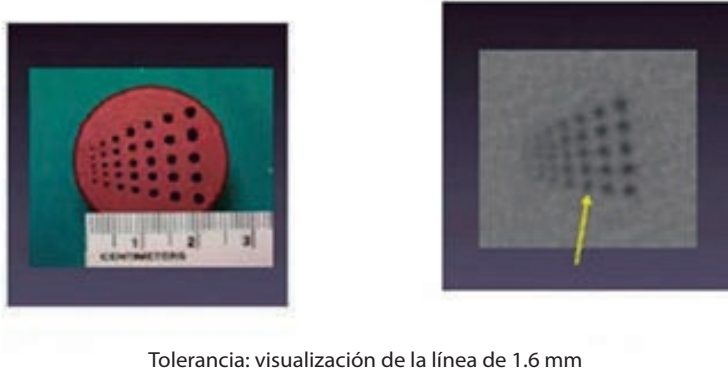


Figura 18. Maniquí para la medida de resolución espacial de alto contraste. De Radiofísica IMO.

Se realiza una imagen para una matriz de reconstrucción dada y un "pitch" determinado y se observa sobre la imagen el valor de la fila de huecos que pueden ser discriminados individualmente (Figura 19).

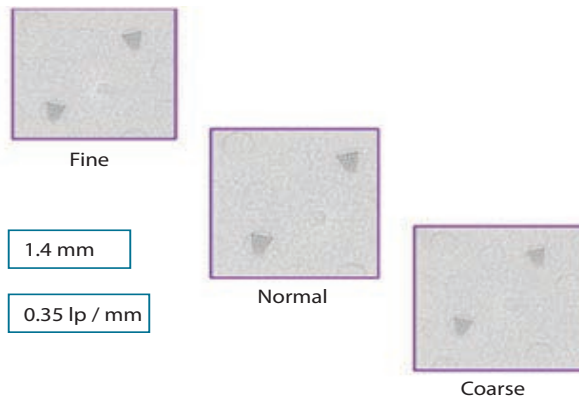


Figura 19. Medida de resolución espacial de alto contraste. De Radiofísica IMO.

B. Prueba objetiva

Disponer de un inserto con un hilo de tungsteno con un diámetro de 0.4 mm. El inserto se introduce en un maniquí de un tamaño regular (25 cm de diámetro). Se adquieren imágenes para diferentes tamaños de matriz y de "pitch". Con la matriz cúbica obtenida promediando la señal de cada corte se determina una función de dispersión lineal a partir de la cual podemos obtener la FTM calculando la transformada de Fourier. Para la obtención de la función de dispersión lineal conviene utilizar el método de Nickoloff y Riley. (Nickoloff *et al.* 1985). La figura 20 muestra curvas de FTM obtenidas para diferentes tamaños de matriz por Meeks (Meeks *et al.* 2005).

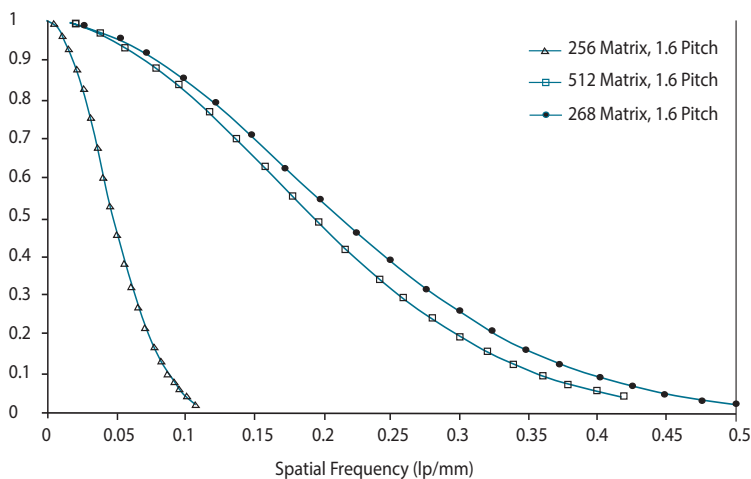


Figura 20. Curvas FTM para un equipo de tomoterapia para diferentes matrices y un "pitch" de 1.6 (Meeks *et al.* 2005).

Pueden obtenerse las curvas FTM partiendo de la función escalón cuyo dispositivo experimental es más simple. Se obtiene un perfil de la función escalón y a partir de él se puede obtener la función de dispersión lineal. El proceso se completa como se ha indicado anteriormente (Figura 21).

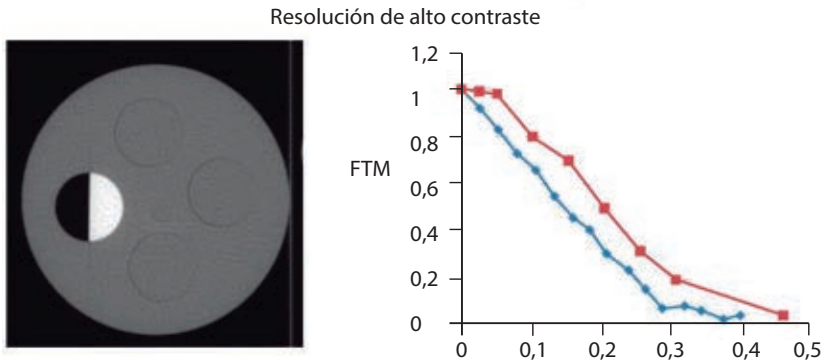


Figura 21. Medida de la FTM a partir de la función escalón. De Radiofísica IMO.

Dada la dificultad de obtener un ajuste adecuado de la función de dispersión el método subjetivo se presenta como el más conveniente para la pruebas de control de calidad.

Periodicidad

Anualmente y tras cambios en el acelerador.

Tolerancia

Deberá poderse resolver un patrón hasta las 0.3 pl/mm o discriminar un hueco, próximo a 1.6 mm de diámetro.

6.3.5. Contraste

Objetivo

Una de las principales ventajas de los sistemas tomográficos es su capacidad para discriminar imágenes cuyo contraste es bajo. De forma general podemos definir el contraste como la diferencia en el promedio de los números CT de dos regiones adyacentes de la imagen. En el caso de la Tomoterapia esta característica cobra mucha importancia debido a que la fuente es de alta energía. Sabido es que el contraste es muy dependiente de la energía. A medida que la energía disminuye la capacidad de contrastar aumenta; esto es debido a la variación del coeficiente de atenuación con la energía. En el caso de la Tomoterapia existe una proporcionalidad entre los números CT y el coeficiente de atenuación lineal.

La visibilidad del bajo contraste esta limitada principalmente por las características del ruido. El contraste es por tanto dependiente de la dosis absorbida recibida (Figura 22).

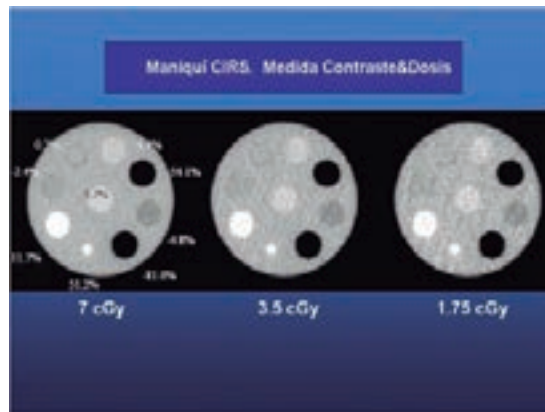


Figura 22. Efecto de la dosis absorbida en el contraste. De Radiofísica IMO.

Es una prueba subjetiva puesto que un conjunto de observadores que analicen la capacidad de discriminar objetos con contraste muy similar está influenciado por consideraciones psicofísicas difíciles de cuantificar.

Método

Disponer de un maniquí con diferentes insertos representando a diferentes valores de contraste. Cada inserto de una longitud aproximada de 6 cm dispone de un conjunto de cavidades de diferente diámetro (25, 20, 15, 10, 7 y 3 mm), caracterizados por disponer de diferentes densidades muy próximas. Las cavidades se llenan de aire, agua y soluciones azucaradas de distinta concentración.

Se realiza una imagen con una matriz de 512 x 512 y "pitch" 1 (Figura 23).

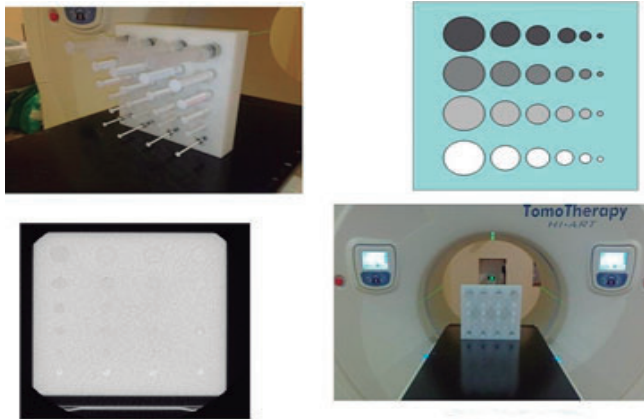


Figura 23. Maniqué de resolución de bajo contraste. De Radiofísica IMO.

Varios observadores de forma independiente determinan el objeto más pequeño visible. Se utilizan los siguientes criterios:

1. Se debe cumplir un criterio de certeza del 50% para la perceptibilidad.
2. La estima para los tamaños de hueco resolubles puede ser interpolada entre los patrones disponibles.
3. Las condiciones de visión son determinadas para cada observador.
4. La posición de los huecos es conocida por el observador.

Se realiza la media de los valores y la desviación típica.

Se representa gráficamente el diámetro visible en función del porcentaje de la densidad electrónica relativa al medio del entorno ("background"). Estas son las curvas denominadas *curvas contraste-detalle* en la figura 24

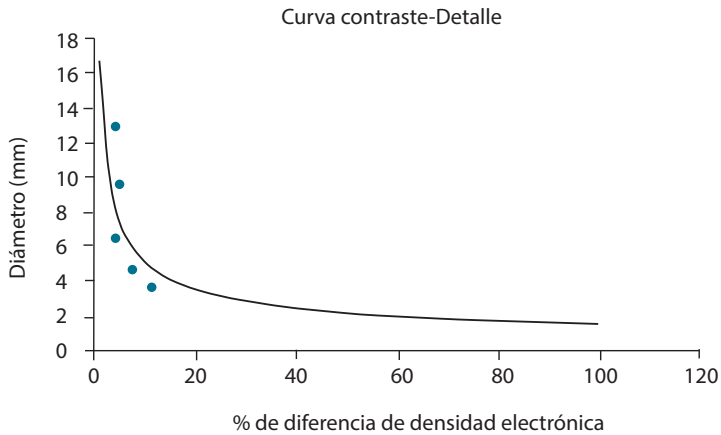


Figura 24. Curva contraste-detalle, para la medida de la resolución de bajo contraste. De Radiofísica IMO.

Periodicidad	Anual y cambios del acelerador.
Tolerancia	Visualización de objetos de 3.5 mm con un 3 % de contraste.

6.3.6. Linealidad del contraste. Calibración de los números CT

Objetivo La variación del contraste es una función de la densidad y del coeficiente de atenuación lineal del material. En muchas situaciones conviene saber la capacidad que tiene el sistema para discriminar contraste en función de estos parámetros y además su relación con la densidad electrónica nos permite efectuar cálculos de la dosis absorbida.

La metodología usada es la determinación del número CT en función de estos parámetros mediante la realización de imágenes de un maniquí de características conocidas (Figura 25).

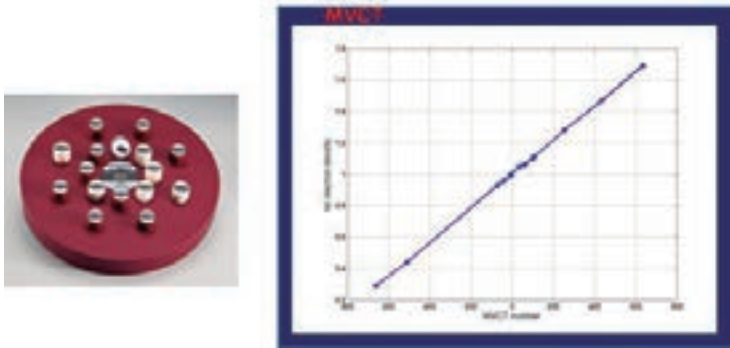


Figura 25. Maniquí con insertos de densidad electrónica relativa conocida. Se muestra la variación de la densidad electrónica con respecto al número MV CT. De Radiofísica IMO.

Método	Realizar una imagen de un maniquí con un conjunto de insertos de 2.5 cm de diámetro cuya densidad y coeficiente de atenuación lineal sea conocido (Figura 25). Diseñar una ROI suficientemente grande dentro de cada inserto que permita realizar una estadística aceptable. Representar los números CT en función de la densidad y del coeficiente de atenuación. Comprobar la linealidad de la relación.
Periodicidad	Anual y después de cambios del acelerador.
Tolerancia	Discrepancia menor que 30 HU para agua. Discrepancia menor que 50 HU para hueso y pulmón.

6.3.7. Control de calidad del *software* de fusión

Objetivo	Las aplicaciones de que dispone la Tomoterapia están dirigidas a poder tomar decisiones sobre la posición de estructuras que son susceptibles a cambios interfacción no importa cuál sea la causa. Es necesario, por tanto, verificar el desempeño tanto de las herramientas manuales como automáticas que nos permiten hacer el registro y la fusión de dos grupos de imágenes, las obtenidas en el tomógrafo, utilizando kV y las obtenidas con la Tomoterapia de MV.
-----------------	---

Para ello se utiliza un maniquí (Maniquí SEFM para control de calidad en planificadores), que disponga de elementos geométricos volumétricos objetivos de manera que pueda apreciarse la concordancia de las estructuras y observar sin ambigüedad los desplazamientos necesarios para la misma y los giros (Figuras 26 y 27).

Método

Realizar un TC-kV al maniquí e introducirlo en el sistema de planificación en una posición conocida con respecto a las coordenadas del láser del TC y unas rotaciones definidas mediante marcas fiducias externas.

Realizar tres traslaciones y tres giros de valor conocido relativos a la posición en la que se ha realizado el TC-kV
Marcar sobre el maniquí las proyecciones de los láseres.

Realizar una planificación definiendo la posición de los láseres de referencia en la que se realizó el TC-kV y transferir dicha planificación a la unidad.

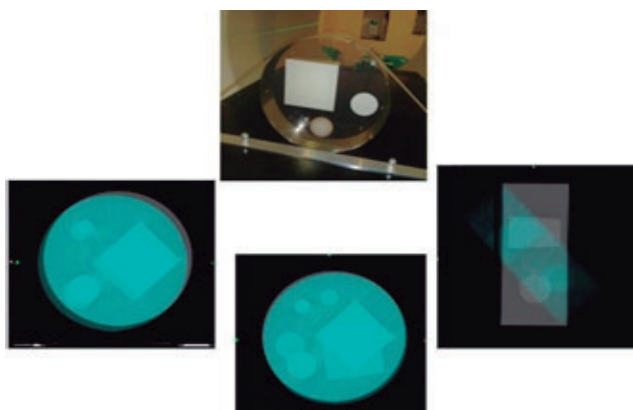


Figura 26. Maniquí de fusión. Detalle del registro previo de los dos tipos de imágenes. Se muestran las rotaciones. De Radiofísica IMO.

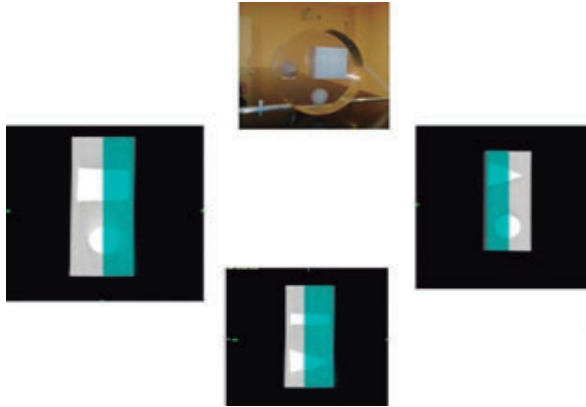


Figura 27. Maniquí de fusión. Visión sagital. Se observa la posibilidad de realizar el registro de forma objetiva. De Radiofísica IMO.

Situar el maniquí en la mesa de tratamiento de manera que los láseres coincidan con las marcas proyectadas, después de ejecutar las traslaciones y los giros conocidos correspondientes. Realizar una tomoimagen.

Realizar el registro de ambas imágenes y observar los valores de corrección que ofrece la aplicación (Figura 28).

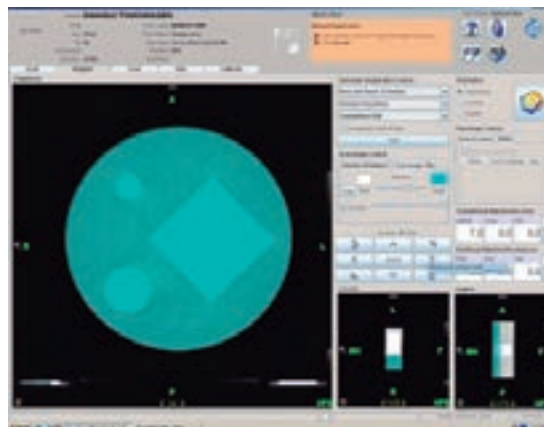


Figura 28. Detalle de la aplicación de registro y fusión de la Tomoterapia. De Radiofísica IMO.

Comprobar con los valores teóricos establecidos.

Realizar el proceso de forma independiente: solo traslaciones, solo giros con cada ángulo, combinaciones simples de traslación y giro, etc.

Verificar la discrepancia de la posición de la distribución de dosis absorbida con respecto al PTV definido en la planificación.

Periodicidad Semestral y después de cambios tanto en el TC como en la Tomoterapia.

Tolerancia Distancia entre dos puntos homólogos menor de 2 mm.

7. Dosimetría MVCT

Uno de los aspectos críticos de la utilización de la tomoterapia es el aumento de la dosis absorbida, sobre la que recibe el paciente debida a su plan de irradiación, como consecuencia del número de imágenes que se utilizan posicionamiento diario del paciente. Por lo tanto, la determinación de la dosis absorbida adicional en los procedimientos de imagen es fundamental, ya que puede ser un factor limitante.

La valoración y limitación del uso de los procedimientos de imagen para la colocación del paciente, es una solución de compromiso que depende de la dosis absorbida y de la fiabilidad en la repetibilidad de la posición. Sin embargo, el movimiento interno de órganos ha demostrado la necesidad de utilizar un procedimiento de registro y fusión para cada sesión de tratamiento. Varias publicaciones demuestran que puede conseguirse un contraste aceptable para el tejido blando con una dosis absorbida promedio multiescáner entre 1 y 3 cGy. La dosis multiescáner promedio (MSAD) se define como la dosis resultante de la realización de un conjunto de cortes tomográficos, medida mediante una cámara de ionización colocada en el centro de un maniquí y realizando un procedimiento de adquisición de imágenes del maniquí completo. De esta manera se pretende incorporar en cada corte no solamente la radiación directa de la fuente sino también la radiación dispersa.

Por otro lado, ésta es una dosis puntual en el centro del maniquí y variará cuando el punto se aproxime a la periferia del contorno del paciente, así como su distribución espacial y la posibilidad de que pueda la distribución dosimétrica ser añadida a la distribución generada por el haz terapéutico; por ello es necesario caracterizar el haz para poder estimar la dosis absorbida y su distribución en el paciente cuando se toman las imágenes previas al tratamiento.

El procedimiento se lleva a cabo a través de los siguientes pasos:

1. Determinar las características energéticas de haz a través de las curvas porcentaje de dosis en profundidad (*PDP*).
2. Situar un maniquí cilíndrico homogéneo con una cámara centrada en el mismo y realizar un procedimiento de imagen para un "*pitch*" igual a 1.
3. Estimar la dosis absorbida promedio.
4. Repetir para otros "*pitch*".
5. Realizar la prueba de contraste en función de la dosis y estimar la pérdida del mismo de acuerdo a una disminución de la emisión del haz de exploración.

La caracterización comienza por la determinación de las características energéticas del haz que nos permitan aplicar los parámetros de obtención de la dosis absorbida. Un método simple consiste en determinar para un campo estático el *PDP* y a partir de aquí el índice de calidad del haz.

Las características geométricas del haz hacen que sea especialmente compleja su caracterización ya que tiene un tamaño de 4 mm x 400 mm.

Se miden curvas de rendimiento en profundidad para distintos tamaños de campo desde 50 x 400 mm, hasta el valor nominal del campo que se utiliza para la realización de las tomoimagen. El autor del capítulo realizó las medidas con una cámara A1SL, *Standard Imaging* y fueron tomadas punto a punto. Las figuras 29(a) y 29(b) muestran los *PDP* para diferentes tamaños de campo. Esto permite extrapolar al tamaño de campo de la tomoimagen los defectos metodológicos que pudieran producirse y determinar de esta manera el índice de calidad equivalente para obtener los parámetros dosimétricos.

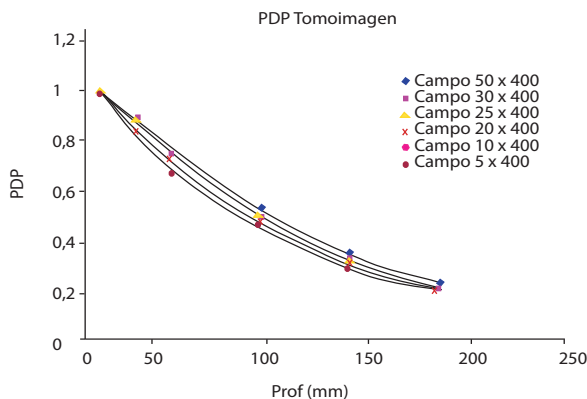


Figura 29(a). PDD de la tomoimagen para diferentes tamaños de campo. De Radiofísica IMO.

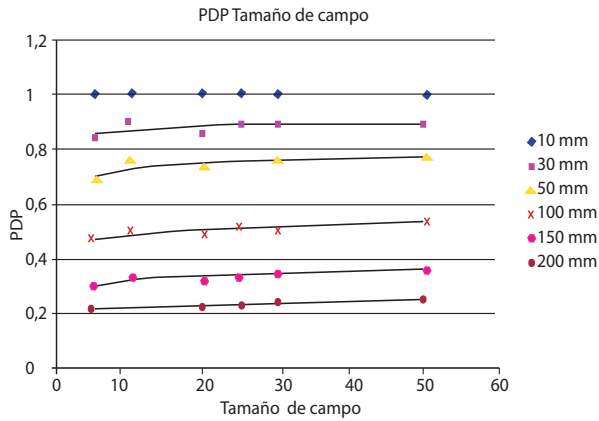


Figura 29(b). PDD de la tomoimagen para diferentes tamaños de campo. Variación con la profundidad. De Radiofísica IMO.

La observación de la figura nos muestra el porcentaje de dosis a la profundidad de 10 cm convertido a una distancia foco superficie de 100 cm de 0,55 que equivaldría a un haz de aproximadamente 3.5 MV de energía nominal.

Se miden perfiles del haz estático mediante dosimetría fotográfica a una profundidad correspondiente al isocentro de la máquina en un maniquí rectangular. Se observa el efecto de la energía comparado con el haz terapéutico (Figura 30).

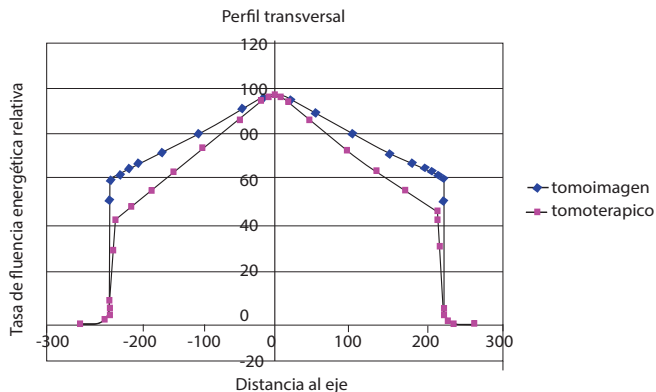


Figura 30. Perfiles transversales de la tomoimagen y el terapéutico, observándose el efecto de la energía sobre el perfil. De Radiofísica IMO.

Se mide el perfil longitudinal para una rotación completa sin movimiento de mesa en dos posiciones diferentes. Por un lado en el eje central y por otro en la periferia del maniquí. Los resultados se muestran en la figura 31.

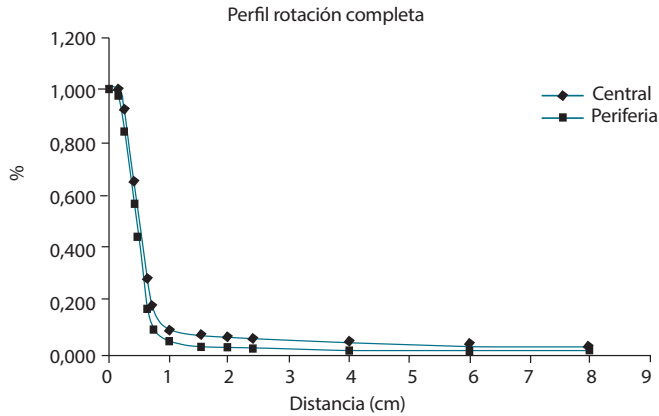


Figura 31. Perfiles longitudinales para una rotación completa. Central y periférico. De Radiofísica IMO.

De acuerdo con ello se determina la diferencia de dosis absorbida con la mesa estática para diferentes posiciones desde la periferia superior del maniquí hacia la mesa y observa el efecto de atenuación de la mesa. Las medidas se repiten a 90 y 45 grados y se concluye que la distribución de dosis absorbida es prácticamente circular en el plano central del maniquí, aumentando la dosis del centro a la periferia.

La determinación de la dosis absorbida promedio se hizo para diferentes rangos de exploración para observar la dosis acumulada en el centro del maniquí. Se tuvieron en cuenta los tres tipos estándar de exploración que corresponden a un desplazamiento de la mesa de 4, 6 y 12 mm por rotación. El tiempo de colección se fijó en función del periodo y de la longitud de recorrido de la mesa. Se eligió un periodo de rotación de 45 s, muy superior al utilizado en la toma de imágenes de manera que pudiera aumentarse el tiempo de colección y, por tanto, la cantidad de carga colectada debido a radiación dispersa sobre la cámara. Se seleccionaron tres recorridos de exploración de 180, 100 y 50 mm y se centró la cámara en la mitad del recorrido.

Los resultados se muestran en la figura 32.

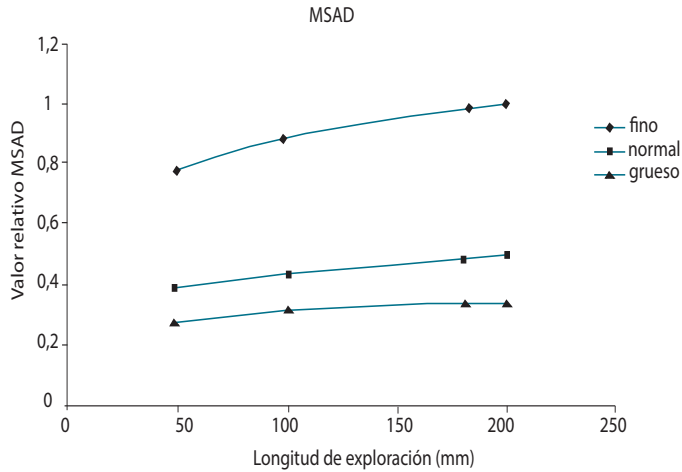


Figura 32. Valor normalizado de MSAD según modo de exploración. De Radiofísica IMO.

La figura 33 muestra los resultados publicados por Meeks *et al.* para un equipo de Tomoterapia, en función del "pitch" normalizados para el "pitch" igual a 1. Como puede observarse el valor de la dosis decrece de forma potencial a medida que el pitch es mayor.

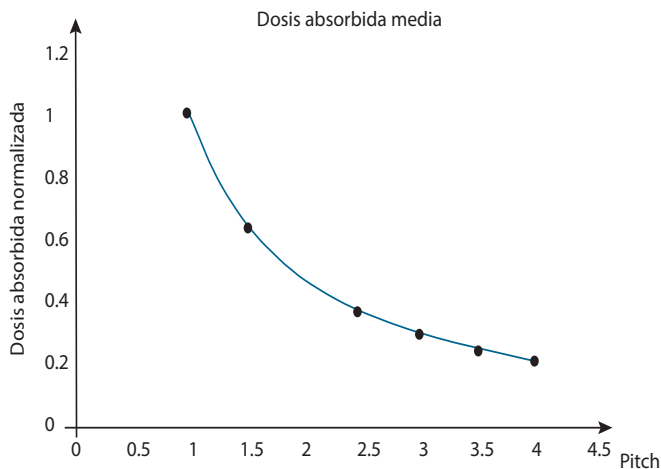


Figura 33. Variación de la dosis media en función del "pitch" (Meeks *et al.* 2005). Puede obtenerse un contraste adecuado con una dosis media entre 1 y 3 cGy.

Las imágenes MVCT adquiridas con una unidad de tomoterapia demuestran que puede obtenerse un contraste aceptable con una dosis media entre 1 y 3 cGy. La dosis MSAD es una dosis puntual promedio, medida en un maniquí cuando se explora una determinada longitud del mismo. Esto permite estimar la dosis recibida por el paciente asumiendo una distribución de curvas de isodosis cilíndricas.

Sin embargo, con los datos medidos puede ponerse en marcha una máquina que nos calcule la distribución de dosis en una variedad de casos clínicos. De acuerdo con ello, la determinación en diferentes maniqués muestra desviaciones aceptables entre los puntos medidos y calculados.

Las imágenes MVCT de estructuras como el recto y las próstatas, con una dosis próxima a 1 cGy permiten una clara identificación de estructuras con un 8-10% de diferencia de densidad electrónica con respecto al tejido circundante. Pueden determinarse diferencias menores (2 %) aumentando la dosis hasta 8 cGy, pero esta no es una opción que el usuario pueda seleccionar en modo clínico.

8. Referencias y bibliografía

- [1] COHEN G., DIBIANCA F.A. (1979). "The use of contrast-detail-dose evaluation of image quality in a computed tomographic scanner". *J. Comput. Assist. Tomogr.* 3: 189-195.
- [2] DE MAN B., NUYTS J., DUPONT P., MARCHAL G., SUETENS P. (2001). "An Iterative Maximum-Likelihood Polychromatic Algorithm for CT". *IEEE transactions on medical imaging* vol. 20, nº 10.
- [3] KISSICK M.W., FENWICK J., JAMES J.A., *et al.* (2005). "The helical tomotherapy thread effect. *Med. Phys.* 32: 1414-1423.
- [4] LANGEN K.M., PAPANIKOLAOU N., BALOG J., CRILLY R., FOLLOWILL D., GODDU S.M., Olivera G., Ramsey C.R., Shi C. Q. (2010). "A for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. *Med. Phys.* 37(9): 4817-53.
- [5] MACKIE T.R., OLIVERA G.H., KAPATOES J.M., RUCHALA K.J., *et al.* (2003). "Helical tomotherapy. In *Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art. AAPM Summer School Proceeding*", edited by J.R. Palta and T.R. Mackie (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2003), pp. 247-284.

- [6] MACKIE T.R., BALOG J., RUCHALA K., SHEPARD D., ALDRIDGE S., *et al.* (1999). "Tomotherapy". *Semin. Radiant. Oncol.* 9 (1): 108–117.
- [7] MEEKS S.L., HARMON J.F. Jr., MLANGEN K., WILLOUGHBY T.R., WAGNER T.H., KUPELIAN P. (2005). "Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit". *Med. Phys.* 32, 2673.
- [8] NICKOLOFF E.L., RILEY R.A. (1985). "A simplified approach for modulation transfer function determinations in computed tomography". *Med. Phys.* 12: 437–42.
- [9] NUYTS J., DE MAN B., DUPONT P., DEFRISE M., SUETENS P., MORTELMANS L. (1998). "Iterative reconstruction for helical CT: A simulation study Phys". *Med. Biol.* 43: 729–37.
- [10] OLIVERA G.H., SHEPARD D., RECKWERDT P.J., RUCHALA K.J., ZACHMAN J., FITCHARD E.E., MACKIE T.R. (1998). "Maximum likelihood as a common computational framework in tomotherapy". *Phys. Med. Biol.* 43: 3277–94.
- [11] RUCHALA K. J., OLIVERA G., SCHLOESSER E. A., MACKIE T. (1999). "Megavoltage CT on a tomotherapy system". *Phys. Med. Biol.* 44: 2597–2621.
- [12] RUCHALA K., OLIVERA G., KAPATOES J., SCHLOESSER E., RECKWERDT P., MACKIE T. (2000). "Megavoltage CT Imaging as a by-product of multi-leaf collimator leakage". *Phys. Med. Biol.* 45: N61–N70.
- [13] RUCHALA K., OLIVERA G., SCHLOESSER E., MACKIE T., (1999). "Megavoltage CT on a tomotherapy system ". *Phys. Med. Biol.* 44: 2597–621.
- [14] RUCHALA K., OLIVERA G., SCHLOESSER E, HINDERER R., MACKIE T. (2000). "Calibration of a tomotherapeutic megavoltage CT system" . *Phys. Med. Biol.* 45: N27–N36.

Capítulo 9:

Técnicas de sincronización
del haz de radiación con el
movimiento respiratorio

Técnicas de sincronización del haz de radiación con el movimiento respiratorio

1. Introducción

El movimiento del paciente durante la irradiación es la fuente más importante de los errores aleatorios en un tratamiento de radioterapia. El movimiento intrafracción puede ser causado tanto por el sistema esquelético-muscular como el respiratorio, cardíaco y gastrointestinal.

Los movimientos respiratorios pueden afectar a todos los tumores situados en el tórax y en la cavidad pélvica, aunque la importancia es mayor en el caso del cáncer de pulmón, primero por la primordial incidencia de esta enfermedad en la población y en segundo lugar por la alta dosis absorbida necesaria en el control tumoral.

La introducción de las nuevas técnicas de localización y planificación en este tipo de tumores, conduce a esperar una mejor respuesta y sobre todo una disminución de la toxicidad. Sin embargo, distintos estudios (Lagewaard 2007) ponen de manifiesto que se ha incrementado el riesgo de errores hasta en un 31%, debido principalmente al uso de técnicas conformadas 3D que producen distribuciones de dosis absorbida muy ajustadas a la forma del tumor, pero con la posibilidad de dejarse parte del volumen subdosificado.

Los errores potenciales debidos al movimiento respiratorio se producen en todas las etapas del tratamiento radioterápico, en la localización y delineación de volúmenes, planificación, administración y verificación del tratamiento y por lo tanto se ha de disponer de protocolos que eliminen, minimicen o compensen dichos errores.

2. Influencia del movimiento respiratorio en la planificación de los tratamientos de radioterapia

La planificación de los tratamientos de tumores de pulmón se ha venido haciendo a partir de imágenes de TC, obtenidas mientras el paciente respira normalmente. Debido al movimiento inducido por la respiración, en las imágenes pueden aparecer artefactos, y los volúmenes tener tamaños, formas y posiciones erróneas.

Globalmente se puede considerar que el efecto del movimiento se traduce en un desplazamiento del volumen blanco respecto de la distribución de dosis absorbida. Se produce como un “difuminado” de las curvas de isodosis, este difuminado o emborronado se puede expresar aproximadamente como la convolución de la distribución de dosis absorbida calculada por el sistema de planificación con la función de distribución de probabilidad del vector que representa el desplazamiento respecto de la unidad de tratamiento (Beckham *et al.* 2002; Cho *et al.* 2002; Chetty *et al.* 2003; George *et al.* 2005), y aunque la función de convolución no describe exactamente las variaciones en la dosis absorbida, puede ser útil a la hora de estimar márgenes en el diseño de los volúmenes PTV o CTV. En esta aproximación no se incluyen los errores sistemáticos, que ya son tenidos en cuenta en los diferentes protocolos de IGRT comentados en el capítulo 2.

En el diseño de los márgenes tanto del GTV como del CTV se deberían considerar algunas componentes que contribuyen al error geométrico total como son: el movimiento respiratorio y cardiaco que producen artefactos durante el TC de planificación y diferencias en la dosis absorbida suministrada durante el tratamiento, las variaciones diarias del movimiento respiratorio, los cambios que se producen en los órganos, el crecimiento o disminución del volumen tumoral y otros cambios anatómicos debidos al tratamiento (atelectasias, obstrucciones bronquiales, etc.), además de las incertidumbres producidas por las diferencias en la delineación de los volúmenes introducidas por la persona o personas que realizan esta tarea.

3. Métodos para la determinación del volumen blanco teniendo en cuenta el movimiento respiratorio

Se han desarrollado diferentes métodos que intentan reducir el impacto que tiene el movimiento respiratorio en la distribución de dosis absorbida: de una parte, los métodos en los que en la determinación del volumen blanco intentan incluir el rango total de movimiento del tumor durante el escáner (TC) de localización y que conlleva un incremento del riesgo de irradiación del

tejido sano; de otra, un grupo de técnicas o métodos que se basan en la sincronización del movimiento con la emisión de radiación ("*respiratory gating*") en los cuales el volumen irradiado se ajusta bastante al volumen real. Son técnicas complicadas que necesitan mucho tiempo y que no son adecuadas para todo tipo de pacientes.

Dentro del primer grupo podemos considerar los métodos que utilizan un TC lento, aquellos en que las imágenes se obtienen manteniendo la respiración y los métodos llamados 4D.

3.1. Método basado en escáner lento

Se ha discutido mucho sobre la influencia de la velocidad, el tipo (helicoi-dal, multicorte, haz en abanico) y número de cortes del TC, en la obtención de imágenes adecuadas para la planificación de los tratamientos de radioterapia (Feldkamp *et al.* 1984; Jaffray *et al.* 1999; Siewedesen y Jaffray 2001; Lagerwaard *et al.* 2001; Lewis 2001; Wurstbauer 2005; Kalender 2006) y se han medido para los distintos tipos de TC, las variaciones en los volúmenes blanco, según se considere el volumen intersección de los obtenidos en las diferentes fases del ciclo respiratorio o el volumen envolvente, obteniendo valores alrededor del 60% para el volumen intersección respecto del volumen envolvente.

Una aproximación bastante aceptable para generar imágenes representativas de la distribución de tejido durante el tratamiento es usar un TC lento.

Se considera un TC lento, cuando trabaja a una velocidad aproximada de 4 s/corte, y en cada posición de la mesa se promedian varias imágenes que corresponden a más de un ciclo respiratorio. La principal ventaja es que el cálculo de dosis absorbida se hace a partir de un volumen cuya geometría es más representativa de la que tendrá durante el tratamiento; en cualquier caso se han de añadir a este volumen márgenes que tendrán en cuenta las variaciones debidas a que el movimiento respiratorio no es siempre constante.

Lagerwaard *et al.* (2001) evaluaron los resultados de un TC lento frente a otro convencional de tipo helicoidal, en un grupo de 10 pacientes, a los que se les hicieron tres escáneres de cada tipo. En todos los casos, los volúmenes obtenidos con el TC lento (4 s/corte de 3 mm, índice de reconstrucción 3 mm) siempre eran mayores que los obtenidos con el convencional (corte 3 mm e índice 2.5 mm) en un 14% en promedio y que además las imágenes del TC lento eran más reproducibles.

Aunque los escáneres lentos disimulan los efectos del movimiento, la desventaja principal es que la imagen queda borrosa, lo que puede dar lugar a errores en la delineación del volumen blanco y de los órganos críticos y tampoco dan una información temporal de los efectos del movimiento, como los 4D,

que se verán más adelante. Este tipo de localización es apropiado para tumores periféricos y que no estén cerca del mediastino o de la pared costal, pero no es recomendable para tumores en el hígado, páncreas o riñón. Es una solución para aquellos centros donde no se disponga de equipamiento específico para este tipo de tratamientos.

3.2. Respiración mantenida o forzada

Se trata de obtener dos escáneres de localización, uno durante la inspiración y el otro en la fase de espiración, mientras el paciente mantiene la respiración de forma autónoma o con la ayuda de un equipo externo. La ventaja sobre el escáner lento es que la imagen del volumen queda menos emborronada, ya que la respiración está mantenida, la desventaja es que el tiempo necesario para hacerlo es más del doble de un escáner normal. Los TC actuales muy rápidos permiten obtener los cortes suficientes de la zona donde está el volumen en una de las fases de la respiración, pero depende mucho de las condiciones del paciente, ya que no todos pueden mantener la respiración durante el tiempo de la exploración. Con este método se disminuyen los artefactos en el mediastino y en el pulmón, pero está lejos de ser la solución, ya que el tiempo durante el que se realiza el TC es mucho menor que el tiempo de un tratamiento convencional, durante el cual no sería posible que el paciente mantuviese la respiración. Con los nuevos equipos de radioterapia que producen tasas de dosis absorbida muy altas y las técnicas de modulación volumétrica (RAPIDARC, VMAT) seguramente se podrá aproximar el tiempo de irradiación al del escáner.

De la fusión de las imágenes producidas en inspiración y espiración, se obtendrá el rango de movimiento del volumen, la envoltura de estas dos posiciones dará el volumen blanco. En el caso de tumores de pulmón, se puede utilizar la herramienta MIP¹ (*"maximum intensity projection"*) si está disponible en el TC; en este caso, la imagen resultante tiene como valor de vóxel el máximo valor encontrado en inspiración y espiración, y corresponderá al "GTV móvil". La distribución de dosis absorbida se debería calcular en las imágenes que corresponden al TC más adecuado según la forma de respirar del paciente, por ejemplo: si el paciente tarda más tiempo en exhalar que inhalar, se elegiría el conjunto de cortes correspondientes al periodo de exhalación.

Aunque teóricamente las imágenes obtenidas con este método se podrían utilizar en las técnicas de *"gating"*, no siempre son adecuadas porque la posición de los órganos puede ser diferente debido a las contracciones o esfuerzo de mantener la respiración.

¹ MIP: *"maximum intensity projection"* es un método de proyección plana de un volumen 3D, en el que en el plano de visualización solamente se representan los vóxeles de mayor intensidad (mayor número CT) que ha atravesado la línea de proyección a lo largo de su camino. Es adecuado para representar heterogeneidades, huesos, etc. pero no da información de la profundidad relativa.

3.3. Escáner correlacionado con la respiración. Imágenes 4D

El método se basa en la utilización de la información anatómica del paciente referenciada a los cambios temporales producidos por el ciclo respiratorio. Las imágenes producidas se llaman "imágenes 4D", y se deben utilizar en todo el proceso de radioterapia: en la planificación, en el tratamiento y en la verificación.

La técnica consiste en realizar un escáner de planificación mientras se registra el ciclo respiratorio del paciente. Se han utilizado diferentes métodos para grabar el ciclo respiratorio: imágenes fluoroscópicas, sistemas ópticos, espirómetros, calibres de esfuerzo, termómetros que miden el cambio de temperatura del aire expulsado por la nariz (Ohara *et al.* 1989, Ford *et al.* 2002, Low *et al.* 2003, Wagman *et al.* 2003, Keall 2004, Wolthaus *et al.* 2005). Uno de ellos, patentado y comercializado por VARIAN, consiste en colocar sobre el tórax o abdomen del paciente (fuera del campo de tratamiento) un pequeño bloque de plástico (Figura 1) con unas marcas o lentes reflectantes de luz infrarroja, el cual se mueve simultáneamente con la respiración.

Mientras se realiza el TC de planificación, un haz de luz infrarroja ilumina el bloque de plástico, las marcas reflejan la luz que es captada por una o más cámaras de infrarrojos, grabándose así el movimiento de los puntos, que se traduce en una curva representativa del ciclo respiratorio. Un *software* especial analiza la curva y los cortes de TC se clasifican y ordenan en relación a su posición temporal en la curva de la respiración (Figura 2). De esta forma se dispone de varios conjuntos de cortes de TC, cada uno de los cuales corresponden a una fase del ciclo respiratorio. Al finalizar el proceso, el *software* permite elegir las fases de la curva respiratoria en las cuales reconstruir el escáner.

De un escáner 4D se puede obtener mucha información; si el volumen tumoral se delimita en cada uno de los conjuntos, la envolvente de estos volúmenes daría el rango total del movimiento del GTV o del CTV (Figura 3), y se correspondería con el *volumen blanco interno* ITV². El inconveniente es el tiempo necesario para realizar este trabajo, siendo muy dependiente del *software* disponible.

² Volumen blanco interno (ITV) que resulta de añadir al CTV un margen interno (IM) que depende de las incertidumbres producidas por los cambios fisiológicos, movimientos, variaciones de tamaño, etc. del tumor y de los tejidos adyacentes (ICRU Report 62).



Figura 1. Bloque de plástico con lentes reflectantes de luz infrarroja. Cortesía de ICO-SFMPR.

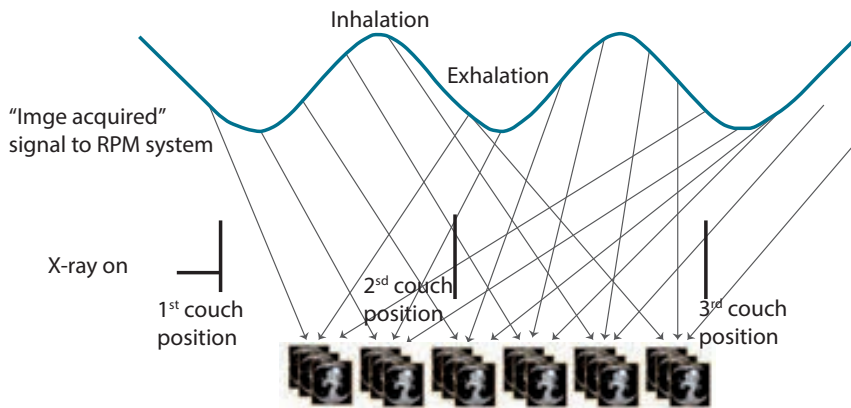


Figura 2. Esquema de la correlación entre la curva respiratoria y los cortes del TC en el caso de utilizar el método imágenes 4D. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

Una alternativa es usar la función MIP y al igual que en el caso anterior la imagen resultante tendrá como valor de vóxel el máximo valor encontrado en el conjunto de imágenes 4D. La imagen que se utilizará en el sistema de planificación para la determinación del ITV, será una imagen formada por los máximos valores de números CT durante el ciclo respiratorio y no dependerá

del tiempo que el tumor está en una localización, por lo tanto, este método de análisis es muy sensible a variaciones raras de la respiración.

Otra alternativa es utilizar una técnica promediada que genera una imagen 3D en la que cada vóxel es el número CT promediado del conjunto de imágenes obtenidas con la técnica TC-4D, considerando que los vóxeles más brillantes corresponden a los puntos donde más probablemente se encontrará el tumor. En este caso, se asume que los límites del volumen tumoral son marcadamente definidos y que la imagen promedio está suficientemente contrastada para que se pueda delimitar el ITV con precisión. Se puede usar también como un escáner de respiración mantenida, reconstruyendo solamente los cortes que corresponden a las fases de inspiración y de espiración.

En el caso de determinar el ITV a partir de los extremos del ciclo respiratorio, inspiración y espiración, se ha de tener en cuenta que algunos tumores, no se desplazan la misma distancia en las dos fases, sino que se da una cierta histéresis (queda algo de aire remanente en el pulmón), en este caso es recomendable utilizar un tercer grupo de imágenes que corresponden a la fase media del ciclo respiratorio. También en el caso de desplazamientos muy grandes respecto del tamaño del tumor, es aconsejable añadir fases intermedias.

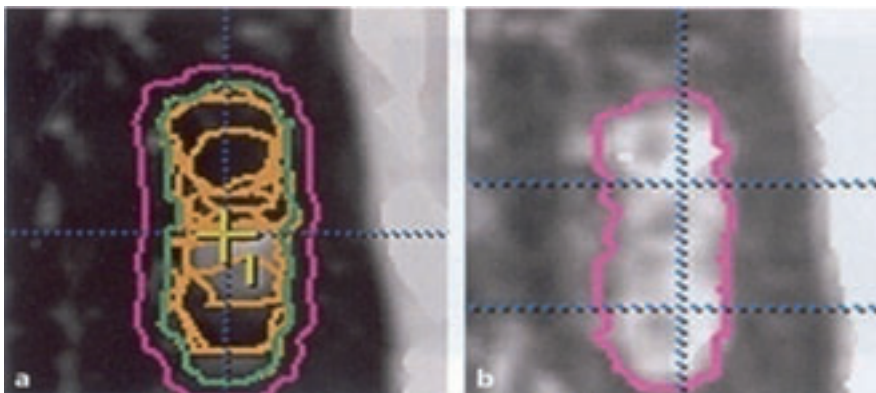


Figura 3. Delineación del volumen blanco interno (ITV) a partir de un escáner 4D. a) envoltorio del volumen delineado en cada fase. b) a partir de la función MIP. Adaptado de la referencia 22.

Como se comenta al principio del capítulo, existen otros métodos más sofisticados en los que el objetivo es delimitar el volumen tumoral, sin agregar

márgenes que tengan en cuenta el movimiento, e intentar durante el tratamiento que el haz de radiación se ajuste a la posición temporal del volumen, son las técnicas llamadas de “gating” o “tracking”.

4. Técnica de “gating”

Se basa en adaptar la emisión de la radiación de la unidad de tratamiento al patrón respiratorio del paciente, mediante un *software* especial; se controla la emisión de radiación por el acelerador, de forma que solamente irradie durante una fase del ciclo respiratorio (es lo que se llama ventana de “gating”), parando y reiniciando la irradiación en sincronismo con el ciclo respiratorio.

A pesar de que esta técnica fue desarrollada en Japón a final de la década de los 90, (Ohara *et al.* 1989, Kubo y Hill 1996), su uso no está muy extendido, ya que los inconvenientes son importantes; uno de ellos es que esta función no está disponible en todos los aceleradores lineales³, ni hay sistemas de planificación comercializados cuyo *software* implementen técnicas de “gating”, el otro es que pocos pacientes tienen una respiración suficientemente regular para que el haz de radiación se pueda sincronizar con el movimiento respiratorio. A estos inconvenientes se ha de añadir que el tiempo total de tratamiento es muy superior al de un tratamiento convencional debido a las frecuentes paradas de emisión de la radiación. Es recomendable entrenar previamente a los pacientes debido a que la curva respiratoria está sujeta a variaciones en el periodo o en el desplazamiento, es muy importante eliminar estas variaciones que pueden dar lugar a artefactos en el TC y errores sistemáticos en el tratamiento, pero así y todo es difícil conseguir un patrón uniforme de la curva respiratoria. En algunos casos, el patrón respiratorio establecido durante la simulación, cambia durante el tratamiento y es necesario además de parar la irradiación, volver a inicial el proceso, tomando otro nuevo patrón, etc.

Como se ha dicho, el objetivo de la técnica es mejorar la precisión en la irradiación del PTV y disminuir el volumen de tejido sano irradiado; la mayor ganancia en la utilización del “gating” corresponde a volúmenes con gran movilidad, volúmenes con un vector de movilidad 3D de al menos 1 cm. También el volumen absoluto del PTV influye, ya que pequeñas reducciones en PTV grandes puede ser más importante que un porcentaje mayor de reducción en un volumen pequeño.

La delimitación del PTV se puede hacer a partir de un TC 4D, eligiendo un intervalo en la curva de respiración donde se ha de irradiar y reconstruyendo solamente las imágenes que corresponden a esa fase de la respiración, es lo

³ Actualmente los modelos de aceleradores lineales VARIAN TRILOGY y TRUEBEAM, el ELEKTA AXESSE y el sistema EXAC TRAC de BRAINLAB disponen de esta función.

que se llama “*gating*” retrospectivo. O al hacer el escáner, si éste dispone de sistema de sincronización, tomar solamente las imágenes que corresponden a una fase concreta de la respiración, es “*gating*” prospectivo.

El “*gating*” prospectivo necesita de un estudio previo del movimiento del tumor, para elegir la fase o intervalo en que se tomarán los cortes del TC y se irradiará al paciente (Figura 4).

El procedimiento general es:

- Registrar la curva del ciclo respiratorio, simultáneamente con la adquisición de las imágenes de TC.
- Delimitar el PTV en una de las fases de la curva.
- Incorporar esta información al *software* que controla la emisión del haz de radiación, eligiendo que lo haga en la fase seleccionada.

Para ello, se debe colocar sobre el paciente el mismo maniquí con el que se ha hecho la adquisición de los cortes y proceder de la misma forma. El sistema utilizado y desarrollado por VARIAN es el “*Real time position management*” (*RPM*) que está formado por un *software* de adquisición de las imágenes 4D, el *software* de control del acelerador, además de el maniquí con los puntos reflectantes y las cámaras infrarrojas. Los nuevos TC actualmente en el mercado disponen de *software* para generar imágenes 4D.

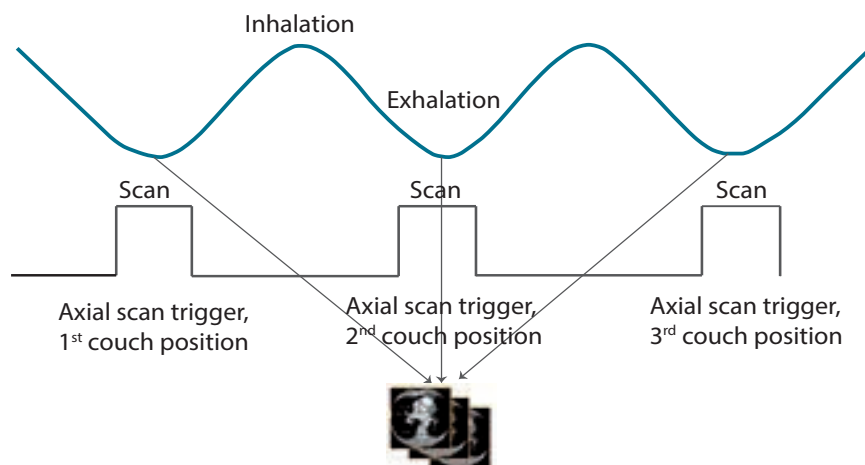


Figura 4. Esquema de funcionamiento de un TC trabajando en un modo “*gating*” prospectivo. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

La curva que representa el movimiento respiratorio está definida por dos variables: **la amplitud** que indica el desplazamiento relativo a dos posiciones extremas del movimiento respiratorio y que generalmente corresponden a la inhalación y exhalación. La segunda variable es **la fase** y ésta es calculada mediante un algoritmo que ajusta la curva respiratoria a una señal periódica.

Se consideran así dos formas de “*gating*” que han sido discutidas ampliamente en diferentes trabajos publicados (Vedam *et al.* 2001; Shen *et al.* 2003; Mageras y York 2004), “*gating*” *en amplitud*, en la que el haz de radiación se activa cuando la señal respiratoria está dentro de una ventana de amplitud prefijada y el “*gating*” *en fase* si es el ángulo de fase el que controla el haz (Figura 5).

Generalmente se suele tomar como ventana de “*gating*” la parte del ciclo donde el volumen tumoral se mueve menos (final de la exhalación) o donde el volumen pulmonar es mayor (final de la inhalación). La razón entre el tiempo real de irradiación y el tiempo total se denomina ciclo de trabajo (“*duty cycle*”) y es una medida de la eficiencia del método.

En cualquier caso, el control de la movilidad del tumor durante el tratamiento está todavía por resolver; se pueden utilizar sistemas de imagen portal (EPID), pero es difícil identificar las imágenes si no hay marcas óseas cerca o se dispone de marcadores fiduciaros. Kupelian *et al.* 2005 y Underberg *et al.* 2006 han descrito cambios relativos al volumen y a la posición durante el tratamiento, tanto con técnicas convencionales como esterotáxicas.

El sistema de imagen y la aplicación del módulo de “*gating*” de ExacTrac permite sincronizar el disparo de los tubos de RX con la respiración del paciente para que el disparo se realice en un momento determinado del ciclo respiratorio. Este momento se hace coincidir con la posición de referencia del tumor, en la que se realizará la irradiación, y con los límites del área de “*Beam On*” en los que se verifica el desplazamiento máximo del tumor en la zona de irradiación.

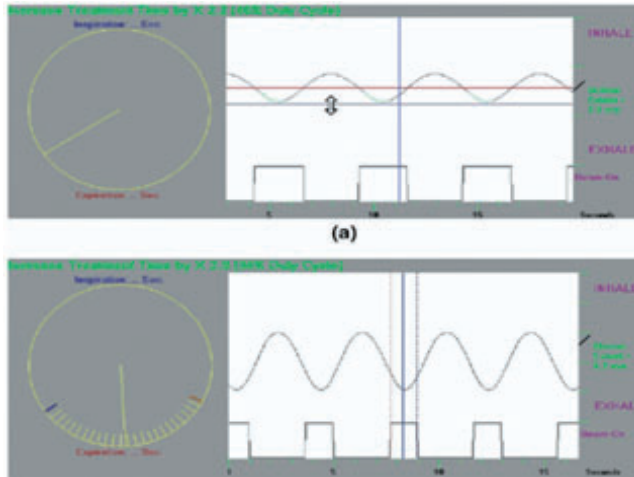


Figura 5. Gating en amplitud y en fase.

5. Seguimiento del movimiento del tumor. Técnica de "tracking"

Otra forma de sincronizar la respiración con el haz de radiación, es que éste siga el movimiento del volumen. El cabezal del acelerador y la mesa de tratamiento tienen cierta libertad de movimientos, de forma que al respirar el paciente, el volumen y la puerta de entrada del haz se mueven en consonancia. La forma del campo se puede diseñar de manera que el haz incluya solamente la sección transversal del volumen con un margen muy pequeño dependiente de la penumbra. El tamaño del campo sería equivalente a la asíntota del tamaño de un campo de "gating", cuando se utiliza una ventana de "gating" muy pequeña.

Este procedimiento fue propuesto por Keall *et al.* 2001 y posteriormente revisado y mejorado (Brewer *et al.* 2004; Dawson *et al.* 2004; Diez *et al.* 2004; Suh *et al.* 2004; Keall *et al.* 2005; Papiez *et al.* 2005; Trofimov *et al.* 2005; Webb 2005; Wijesooriya *et al.* 2005; Yan *et al.* 2006.) El objetivo principal fue desarrollar un modelo de la curva de movimiento de la respiración humana que permitiera anticipar la posición del volumen debido al movimiento respiratorio. Los colimadores multilamina dinámicos o el desplazamiento del paciente proporcionarían un suministro de la dosis absorbida más exacto que cuando se

utiliza IMRT estática y además permitirían añadir márgenes más pequeños con el consiguiente ahorro de dosis absorbida en el tejido sano.

En una técnica de “*tracking*” se pueden considerar cuatro etapas (Keall *et al.* 2006):

- Identificación de la posición del volumen tumoral.
- Anticipar el movimiento de forma que dé tiempo a situar el haz de irradiación.
- Resituarse el haz de radiación.
- Adaptar la dosimetría incorporando los cambios en las diferentes estructuras.

Identificación de la posición del volumen tumoral en función del movimiento respiratorio. Se puede hacer a partir de imágenes fluoroscópicas directas o con marcadores metálicos, o de alguna marca u órgano anatómico que subrogue el movimiento del tumor. También se puede detectar, sin necesidad de imágenes radiológicas con marcadores activos (tipo Calypso) implantados en el tumor.

Anticipar el movimiento. La unidad de tratamiento necesita de un tiempo para “mover” el haz de radiación hasta la posición donde intercepte al volumen blanco. Seppenwoolde *et al.* 2002, estiman un tiempo mínimo de 90 ms para la localización de la posición del volumen y activar el haz; en el caso del CYBERKNIFE donde hay movimientos mecánicos del brazo del acelerador, el tiempo es mayor, alrededor de 200 ms, por lo que hay un tiempo de desfase entre la posición del volumen y la irradiación, que puede variar entre 100 y 200 ms.

A partir de las imágenes radiológicas o señales que representan el movimiento respiratorio, y mediante modelos matemáticos, se puede ajustar la posición del volumen tumoral a una función del tiempo más o menos compleja, de forma que permita calcular la posición del volumen en los siguientes milisegundos. Se trata de anticipar la posición del volumen para que el equipo se prepare para irradiarlo en la posición donde estará después, transcurridos los 100 o 200 ms. El problema es que los ciclos respiratorios no son idénticos, pues existen fluctuaciones entre un ciclo y el siguiente. Murphy *et al.* 2002, han estudiado la predicción del movimiento respiratorio y han llegado a la conclusión, que se puede predecir la posición del volumen después de 200 ms con un 80% de exactitud.

Resituarse el haz de irradiación se puede hacer solamente con el colimador multilamina o bien como hace el CYBERKNIFE que puede mover el brazo, el colimador y la mesa de tratamiento. Ambos sistemas pueden utilizar los mismos

algoritmos para identificar la posición del PTV, llevar el haz a la posición de irradiación y recalcular la dosis absorbida en esa posición.

5.1. Solución CYBERKNIFE

El equipo CYBERKNIFE desarrolla el sistema de seguimiento respiratorio “*Synchrony*” que sincroniza continuamente el haz de tratamiento con la posición del tumor debido al movimiento respiratorio. El sistema opera creando un modelo de correlación del patrón de respiración del paciente, monitorizado a tiempo real, y la localización del tumor en distintos puntos del ciclo de respiración. La localización del tumor se determina usando imágenes de rayos X para visualizar la lesión o marcadores fiduciaros internos, mientras que el patrón de respiración es seguido y monitorizado usando unos marcadores externos de fibra óptica, colocados en la superficie del paciente y monitorizados a través de una cámara de vídeo situada en la sala de tratamiento en tiempo real.

El modelo de correlación se puede determinar bien de forma manual o bien de forma automática por el sistema. La función que representa el movimiento de volumen tumoral puede ser lineal, curvilínea o bicurvilínea. Este modelo se basa en los últimos 15 conjuntos de imágenes obtenidas y se actualiza cada vez que se adquiere una nueva imagen. La tolerancia permitida por el sistema en cuanto al modelo de correlación establecido puede ser modificada por el usuario. Si se sobrepasa la tolerancia establecida, el sistema interrumpe la administración del tratamiento.

La forma de operar es diferente según el tipo y localización de la lesión a irradiar; a continuación se describen brevemente los procedimientos de trabajo en cada caso.

5.1.1. Tumores extracraneales y tejidos blandos

Un sistema de seguimiento por marcadores fiduciaros es el que se emplea en tumores extra-craneales y de tejido blando. Los marcadores fiduciaros pueden ser de acero inoxidable (de dimensiones 2.0 mm x 5.0 mm (diámetro x longitud)) o de oro (de diámetro entre 0.5 y 1.6 mm y de longitud entre 3 y 5 mm). El sistema necesita un mínimo de 3 marcadores para un seguimiento preciso del tumor. La desviación en la localización del tumor con este sistema es inferior a 0.95 mm, si se utiliza sin el sistema de seguimiento del movimiento respiratorio “*Synchrony*”, e inferior a 1.5 mm si se utilizan de forma conjunta ambos sistemas.

5.1.2. Sistema de seguimiento vertebral “XSight”

El sistema de seguimiento llamado “*Xsight*”, permite la administración del tratamiento dentro o alrededor de la columna vertebral sin la necesidad de implantar marcadores fiduciaros. Realiza un seguimiento automático y preciso de un rango amplio de estructuras vertebrales, incluyendo todas las áreas cervicales, torácicas, lumbares y sacras. Este sistema también es capaz de seguir deformaciones no rígidas que se observan típicamente en muchas estructuras espinales. La desviación en la localización del tumor con este sistema es inferior a 0.95 mm.

5.1.3. Sistema de seguimiento pulmonar “XSight”

Una variante del sistema “*Xsight*” permite el seguimiento de los tumores dentro del pulmón directamente y sin marcadores fiduciaros, usando las diferencias en la intensidad de las imágenes obtenidas entre la lesión y el fondo. Este sistema trabaja de forma conjunta con el sistema de seguimiento vertebral “*Xsight*” para realizar el seguimiento de los movimientos de traslación de la lesión. El alineamiento del paciente se consigue con el uso de las opciones de segmentación espinal del sistema vertebral “*XSight*” y la posición de la columna vertebral se monitoriza permanentemente para realizar el seguimiento y corregir el balanceo del paciente, mientras el sistema pulmonar “*Xsight*” realiza el seguimiento y corrección de los movimientos de traslación del tumor.

Para utilizar el sistema de seguimiento pulmonar “*Xsight*” las lesiones pulmonares deben tener un mínimo de 15 mm en cualquiera de sus dimensiones, deben estar localizadas en la zona pulmonar periférica y deben ser visibles en las proyecciones obtenidas con RX y en las imágenes digitales reconstruidas. La desviación en la localización del tumor con este sistema es inferior a 0.95 mm, si se utiliza sin el sistema de seguimiento del movimiento respiratorio “*Synchrony*” e inferior a 1.5 mm, si ambos sistemas se utilizan de forma conjunta.

5.1.4. Sistema de seguimiento craneal 6D

El sistema de seguimiento craneal 6D usa las imágenes de RX obtenidas en tiempo real y un conjunto de radiografías digitalmente reconstruidas (DRR) para registrar, seguir y administrar el tratamiento a lesiones intracraneales. La colocación del paciente, la alineación y el seguimiento de la lesión se realiza de forma no invasiva y sin el uso de marcos rígidos. La desviación en la localización del tumor con este sistema es inferior a 0.95 mm.

6. Corrección de la dosimetría

El efecto de la respiración en la dosimetría ha sido estudiado por Bortfeld *et al.* 2004. En principio, la dosimetría se hace a partir de los datos anatómicos obtenidos en un TC en condiciones estáticas, pero posteriormente se han de introducir correcciones por el cambio en la atenuación del pulmón dependiendo del ciclo respiratorio, la deformación de las estructuras de los órganos de interés y del PTV.

Los inconvenientes para implementar esta técnica de tratamiento, son importantes; el mayor es que solamente una unidad de irradiación (CYBERKNIFE) tiene incorporado un sistema que permite hacerla y los otros son relativos a las complicaciones que pueden surgir debido a la necesidad de implantar marcadores metálicos en las cercanías del tumor.

En la tabla 1, se resumen las ventajas y los inconvenientes de los distintos sistemas utilizados para corregir la influencia del movimiento respiratorio en el tratamiento de los volúmenes tumorales afectados por dicho movimiento.

Método	Técnica	Comentarios
Incorporar todos los movimientos	TC 4D o lento	Mayor volumen de tejido sano irradiado Incremento del riesgo de toxicidad.
Congelar o bloquear movimientos	Respiración contenida o mantenida	No es posible en todos los pacientes
Interceptar movimientos: "Gating"	Ciclo respiratorio como representante de la posición del tumor	Incremento del tiempo de tratamiento Dificultad en la verificación de la posición del volumen blanco
Seguimiento del tumor: "Tracking"	Implante de marcadores Unidad de irradiación especializada	Dificultad bronquial para la inserción de marcadores Riesgo de neumotórax Posible migración de los marcadores Dificultad de predicción de la dosis absorbida en tejido sano

Tabla 1. Gestión de la movilidad del volumen blanco (Laagerwald y Senan 2007)

7. Control de calidad

Como en cualquier otro proceso, en los que se utilicen equipos, especialmente si se trata de pacientes, se ha de comprobar que estos aparatos son

seguros, que cumplen la función para la que se han diseñado y el intervalo de incertidumbre que su uso puede introducir en el tratamiento.

En el caso de utilizar técnicas de “gating” o de respiración contenida, en las que se usan equipos externos que monitorizan la respiración, es importante comprobar la exactitud de estos equipos al predecir la posición de los órganos internos.

Se ha de verificar antes de iniciar el proceso de planificación de un paciente con una de estas técnicas que el sistema externo, por ejemplo el bloque con los puntos reflectantes del sistema RPM, reproduce los movimientos anatómicos debidos a la respiración; para ello, lo mejor es obtener durante unos segundos una imagen con fluoroscopia o en modo cine, donde se pueda ver el GTV o algún órgano que lo represente, y verificar la concordancia entre el movimiento y la curva respiratoria obtenida con el sistema externo.

En la bibliografía podemos encontrar bastantes estudios realizados con un maniquí (Yu *et al.* 1998; Hugo *et al.* 2002; Duan *et al.* 2003; Suh *et al.* 2004; Dietrich *et al.* 2005; D’Souza *et al.* 2005; Jin and Yin 2005; Li *et al.* 2005; Rietzel *et al.* 2005; Sillanpaa *et al.* 2005; Tenn *et al.* 2005) con alojamientos para detectores de radiación, cámaras de ionización, películas radiográficas, etc., montados sobre una plataforma con un motor con los que se simula el movimiento respiratorio, como los que se muestran en las figuras 6 y 7. Algunos de estos equipos pueden variar la amplitud y frecuencia del movimiento, pero lo que no pueden simular son los patrones irregulares de la respiración humana.

Con estos maniqués se realiza todo el procedimiento radioterápico, desde la toma de imágenes anatómicas mediante un TC 4D, la planificación dosimétrica, la irradiación del PTV móvil, y la comprobación mediante las cámaras, películas etc., de que el PTV recibe la dosis absorbida prescrita. Es una forma costosa de verificar todo el proceso.

Otros aspectos a tener en cuenta son los que se refieren al control de los equipos externos a la unidad de tratamiento con los que se obtiene el patrón respiratorio del paciente, espirómetros, sistemas de contención, sistema RPM (VARIAN), etc. Deben ser probados y contrastados antes de iniciar su utilización en el paciente y luego establecer unos controles periódicos.



Figura 6. Maniquí para la verificación del movimiento respiratorio marca QUASAR. De material acrílico y dimensiones 60 cm x 30 cm x 12 cm, con insertos para cámara de ionización y detectores tipo MOSFET, y también para películas. Simula un movimiento sinusoidal con una frecuencia entre 4 y 50 ciclos por minuto y rango de amplitud de 0 a 4 cm. Cortesía de Dextro Médica.

En cuanto al paciente es necesario entrenarlo en la utilización de los equipos y también en conseguir una respiración pausada y a poder ser homogénea, antes de iniciar la toma de imágenes 4D.

En el caso de seguir el método de la respiración mantenida es recomendable que cada campo de irradiación se haga en un único tiempo de respiración detenida, y no producir cortes. Si fuera necesario cortar la irradiación en un campo, se debería documentar muy bien los puntos de corte. Con los nuevos equipos de irradiación con tasas de dosis absorbida muy altas se paliaría este problema.

Aunque los equipos externos utilizados para monitorizar la respiración, tengan una calidad de funcionamiento probada, es recomendable obtener radiografías o imágenes portales que permitan controlar durante la sesión del tratamiento, las desviaciones que se pueden producir entre el monitor externo y la posición relativa del PTV y los órganos internos.

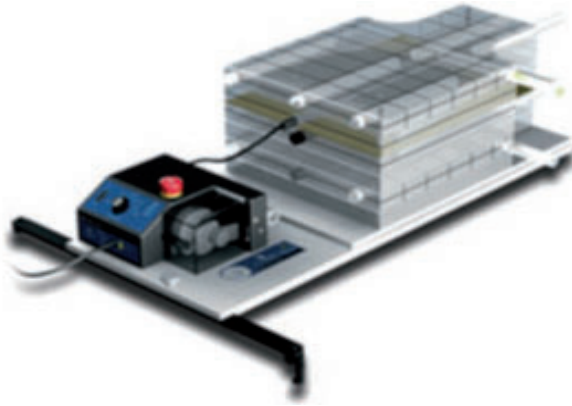


Figura 7. STANDARD IMAGING “*Respiratory gating phantom*”. Consiste en una plataforma que puede soportar un maniquí de los utilizados en dosimetría. La plataforma puede mover el maniquí entre 0.5 y 40 mm con periodos que oscilan entre 2 y 6 segundos.

Durante las primeras sesiones el control radiográfico debería ser diario, pasando a semanal para el resto del tratamiento. Si en las radiografías se detectan variaciones importantes es preceptivo hacer una evaluación dosimétrica.

8. Referencias y bibliografía

- [1] BECKHAM WA, KEALL PJ, SIEBERS JV. A fluence-convolution method to calculate radiation therapy dose distributions that incorporate random set-up error. *Phys Med Biol* 2002; 47(19): 3465–3473.
- [2] BREWER J, BETKE M, GIERGA DP, CHEN GT. Real-Time 4D Tumor Tracking, Modeling from Internal and External Fiducials in Fluoroscopy. *Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Miccai 2004, Pt 2. Lecture Notes in Computer Science 2004, Vol. 3217. New York: Springer-Verlag, pp. 594–601.*
- [3] CHETTY IJ, ROSU M, TYAGI N, MARSH LH, MCSHAN DL, BALTER JM, FRAASS BA, and TEN HAKEN RK. A fluence convolution method to account for respiratory motion in threedimensional dose calculations of the liver: A Monte Carlo study. *Med Phys* 2003, 30(7): 1776–1780.
- [4] CHO BC, VAN HERK M, MIJNHEER BJ, BARTELINK H. The effect of set-up uncertainties, contour changes, and tissue inhomogeneities on target dose-volume histograms. *Med Phys* 2002; 29(10): 2305–2318.

- [5] D'SOUZA WD, NAQVI SA, YU CX. Real-time intra-fraction-motion tracking using the treatment couch: a feasibility study. *Phys Med Biol* 2005; 50(17): 4021–4033.
- [6] DAWSON LA and BALTER AM. Interventions to reduce organ motion effects in radiation delivery. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14(1):76–80.
- [7] DIEZ S, GARCIA J, SENDRA F. Analysis and evaluation of periodic physiological organ motion in radiotherapy treatments. *Radiother Oncol* 2004; 73(3): 325–329.
- [8] DUAN J, SHEN S, FIVEASH J.B, BREZOVICH IA, POPPLE R.A, PAREEK PN. Dosimetric effect of respiration-gated beam on IMRT delivery. *Med Phys* 2003; 30(8): 2241–2252.
- [9] FELDKAMP LA, DAVIS LC, KRESS JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am* 1984; A; Vol. 1, nº 6: 612-619.
- [10] FORD EC, MAGERAS GS, YORKE E, ROSENZWEIG KE, WAGMAN R, LING CC. Evaluation of respiratory movement during gated radiotherapy using film and electronic portal imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 52: 522.
- [11] GEORGE R, KINI V, VEDAM SS, RAMAKRISHNAN V, MOHAN R, KEALL P.J. Is the diaphragm motion probability density function normally distributed? *Med Phys* 2005; 32: 396–404.
- [12] HUGO GD, AGAZARYAN N, SOLBERG TD. An evaluation of gating window size, delivery method, and composite field dosimetry of respiratory-gated IMRT. *Med Phys* 2002; 29(11): 2517–2525.
- [13] International Commission of Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, Recording and reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda, Maryland. 1999.
- [14] JAFFRAY DA, DRAKE DG, MOREAU M, MARTINEZ A, WONG JW. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 45: 773–89.
- [15] JIN JY, YIN FF. Time delay measurement for linac based treatment delivery in synchronized respiratory gating radiotherapy. *Med Phys* 2005; 32(5): 1293–1296.
- [16] KALENDER WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2006; 51 R29–43.

- [17] KEALL PJ, KINI VR, VEDAM SS, MOHAM R. Motion adaptive x-ray therapy: A feasibility study. *Phys Med Biol* 2001; 46: 1.
- [18] KEALL PJ. 4-dimensional computed tomography imaging and treatment planning. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14:81.
- [19] KEALL PJ, JOSHI S, VEDAM SS, SIEBERS JV, KINI VR, MOHAN R. Four-dimensional radiotherapy planning for DMLC-based respiratory motion tracking. *Med Phys* 2005; 32(4): 942–951.
- [20] KEALL PJ, MAGERS GS, BALTER JM, EMERY RS. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 2006; 33: 3874.
- [21] KUBO HD, HILL BC. Respiration gated radiotherapy treatment: A technical study. *Phys Med Biol* 1996; 41 (1) 83-91.
- [22] LAGERWAARD FJ, DE KOSTE JR, NIJSSEN-VISSER MR, SCHUCHHARD-SCHIPPER RH, OEI SS, MUNNE A, *et al.* Multiple slow-CT scans for incorporating lung tumor mobility in radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51: 932.
- [23] LAGERWAARD FJ, SENAN S. Lung cancer: Intensity-Modulated Radiation Therapy, Four-Dimensional Imaging and Mobility Management. Meyer JL (ed): *IMRT, IGRT, SBRT – Advances in the Treatment Planning and Delivery radiotherapy.* Front Radiat Ther Oncol. Basel, Karger 2007; vol. 40, pp 239-252.
- [24] LEWIS M. A. Multislice CT: opportunities and challenges. *Br J Radiol* 2001; 74 (885): 779-81.
- [25] LI T, SCHREIBMANN E, THORNDYKE B, TILLMAN G, BOYER A, KOONG A, GOODMAN K, XING L. Radiation dose reduction in four-dimensional computed tomography. *Med Phys* 2005; 32(12): 3650–3660.
- [26] LOW DA, NYSTROM M, KALININ E, PARIKH P, DEMPSEY JF, BRADLEY JD, *et al.* A method for reconstruction of four-dimensional synchronized CT scans acquired during free breathing. *Med Phys* 2003; 30 (6): 1254-63.
- [27] OHARA K, OKUMURA T, AKISADA M, INADA T, MORI T, YOKOTA H, *et al.* Irradiation synchronized with respiration gate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989; 17 (4):853-7.
- [28] PAPIEZ L, RANGARAJ D, KEALL P. Real-time DMLC IMRT delivery for mobile and deforming targets. *Med Phys* 2005; 32(9): 3037–3048.

- [29] RIETZEL E, PAN TS, and CHEN GT. Four-dimensional computed tomography: Image formation and clinical protocol. *Med Phys* 2005; 32(4): 874–889.
- [30] SEPPENWOOLDE Y, SHIRATO H, KITAMURA K, SHIMIZU S, *et al.* Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 53: 822–834.
- [31] SILLANPAA J, CHANG J, MAGERAS G, RIEM H, FORD E, TODOR D, *et al.* Developments in megavoltage cone beam CT with an amorphous silicon EPID: Reduction of exposure and synchronization with respiratory gating. *Med Phys* 2005; 32(3): 819–829.
- [32] SUH Y, YI B, AHN S, KIM J, LEE S, SHIN S, *et al.* Aperture maneuver with compelled breath (AMC) for moving tumors: A feasibility study with a moving phantom. *Med Phys* 2004; 31(4): 760–766.
- [33] TENN SE, SOLBERG TD, MEDIN PM. Targeting accuracy of an image guided gating system for stereotactic body radiotherapy. *Phys Med Biol* 50 2005; (23): 5443–5462.
- [34] TROFIMOV A, RIETZEL E, LU HM, MARTIN B, JIANG S, CHEN GT, *et al.* Temporo-spatial IMRT optimization: concepts, implementation and initial results. *Phys Med Biol* 2005; 50(12): 2779–2798.
- [35] WAGMAN R, YORKE E, FORD E, GIRAUD P, MAGERAS G, MINSKY B, *et al.* Respiratory gating for liver tumors: use in dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 55: 659.
- [36] WEBB S. The effect on IMRT conformality of elastic tissue movement and a practical suggestion for movement compensation via the modified dynamic multileaf collimator (dMLC) technique. *Phys Med Biol* 2005; 50(6): 1163–1190.
- [37] WIJESOORIYAK, BARTEEC, SIEBERS JV, VEDAMSS, KEALL PJ. Determination of maximum leaf velocity and acceleration of a dynamic multileaf collimator: Implications for 4D radiotherapy. *Med Phys* 2005; 32(4): 932–941.
- [38] WOLTHAUS JW, VAN HERK M, MULLER SH, BELDERBOS JS, LEBESQUE J.V., DE BOIS JA, *et al.* Fusion of respiration-correlated PET and CT scans: correlated lung tumor motion in anatomical and functional scans. *Phys Med Biol* 2005; 50: 1569.
- [39] WURSTBAUER K, DEUTSCHMANN H, KOPP P, and SEDLMAYER F. Radiotherapy planning for lung cancer: Slow CTs allow the drawing of tighter margins. *Radiother Oncol* 2005; 75:165.

- [40] YAN, H, YIN FF, ZHU GP, AJLOUNI M, KIM JH. Adaptive prediction of internal target motion using external marker motion: a technical study. *Phys Med Biol* 2006; 51(1): 31–44.
- [41] YU CX, JAFFRAY DA, WONG JW. The effects of intra-fraction organ motion on the delivery of dynamic intensity modulation. *Phys Med Biol* 1998; 43(1):91–104.

Capítulo 10: Dosis absorbida en las exploraciones de IGRT

Dosis absorbida en las exploraciones de IGRT

Al hacer el registro de las dosis absorbidas impartidas al paciente mediante los distintos sistemas de imagen, se han de tener en cuenta los siguientes puntos:

- Las exploraciones de MV pueden ser modelizadas en los sistemas de planificación, de forma que se pueda calcular la dosis absorbida tanto para las imágenes planas de MV como para las adquisiciones volumétricas de MV, e incorporar la información del cálculo al tratamiento (histogramas dosis-volumen).
- Las exploraciones con kilovoltaje no se pueden incorporar fácilmente a los sistemas de planificación actuales, por lo que se habrán de registrar los parámetros dosimétricos relevantes en dichas exploraciones, como la dosis absorbida central, periférica y ponderada, en las exploraciones de CBCT y la dosis en la superficie de entrada en el caso de imágenes planas. Existen aplicaciones usadas tradicionalmente en el campo del radiodiagnóstico que permiten conocer las dosis efectivas y dosis absorbidas en los distintos órganos y tejidos, en exploraciones realizadas con haces de kV (Sawyer 2009), tanto planas (por ejemplo, *Effdose*) como volumétricas (por ejemplo, *CT Dosimetry*). Para las exploraciones realizadas con haces de kV, las dosis absorbidas en hueso son del orden de 2 a 4 veces superiores a las dosis absorbidas en tejido blando, debido a la diferencia en los coeficientes de absorción másicos para los distintos tejidos a estas energías. En el caso de las exploraciones realizadas con haces de MV, no existe prácticamente diferencia entre las dosis absorbidas en hueso y en tejido blando.
- La eficiencia biológica relativa (EBR) tiene un valor cercano a 2 para haces de fotones de energía en el rango de los kV respecto a haces de MV. Esta diferencia habrá que tenerla en cuenta en el registro de la dosis absorbida si se decide incorporar información acerca de la eficiencia biológica de la radiación (Hill 2004, Walter 2007), pero esta decisión dependerá del médico responsable del tratamiento, por lo que no se considera su discusión en este documento.

1. Estimación de la dosis absorbida por el paciente en exploraciones 2D con sistemas de imagen portal (EPID)

Dado que se imparten del orden de 1-10 cGy para obtener una imagen, es importante estimar la dosis absorbida recibida por el paciente sin finalidad terapéutica. Esto es especialmente relevante en pacientes que requieren gran número de imágenes para su colocación en posición de tratamiento, como en el caso de utilizar procedimientos de trabajo en IGRT del tipo "ON LINE" (véase el capítulo 2).

Al utilizarse la misma fuente de radiación tanto para la obtención de imágenes como para el tratamiento, la caracterización dosimétrica del haz se encuentra incorporada en el propio sistema de planificación. En los casos en que se utilice una energía específica para las imágenes diferente de la de tratamiento, como es el caso de los equipos de Tomoterapia, habría que caracterizar el haz de imagen mediante el protocolo dosimétrico correspondiente (véase el punto 8.7 de este documento).

En definitiva, la contribución y distribución de dosis absorbida en el paciente, debida a las imágenes portales, se obtiene fácilmente proporcionando al sistema de planificación la energía utilizada, la disposición geométrica del haz y las unidades de monitor utilizadas.

2. Estimación de la dosis absorbida en exploraciones 2D con Rayos X de baja energía

Para proceder a la medida de la dosis absorbida es preciso caracterizar el haz a través del espesor de hemirreducción o "capa hemirreductora" (CHR) para los distintos voltajes nominales. La CHR es el espesor de un material necesario para reducir la tasa de kerma en aire a la mitad y normalmente para las energías de haces de radiodiagnóstico se expresa en mm de aluminio o mm de cobre. Es preciso determinar la CHR del haz de RX ya que los coeficientes de calibración de los distintos detectores se dan para una combinación de kVp y CHR.

Las medidas deben realizarse en las mismas condiciones que las usadas en la rutina clínica, es decir, el kVp, tamaño de campo, distancias relativas entre el foco y el detector así como el tamaño del foco deben ser los usados en la práctica clínica.

El procedimiento de medida se resume en los siguientes puntos:

Medir con el detector calibrado el kerma en aire en el isocentro.

Estimar el kerma en aire en superficie de entrada del paciente (una forma simplificada es aplicar la ley del inverso del cuadrado de la distancia suponiendo un espesor de paciente de 16 cm en caso de exploraciones de cabeza y 32 cm para exploraciones de cuerpo).

Obtener la dosis en superficie de entrada utilizando la expresión (Cranley 1991, Aukett *et al.* 2005):

$$D_{w,z=0} = N_{k,Q} L B_w \left[\left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{w,air} \right]_{air} \quad (1)$$

donde:

$D_{w,z=0}$	Dosis absorbida en la superficie del paciente o maniquí
$N_{k,Q}$	Coefficiente de calibración del detector en términos de kerma en aire en la calidad del haz Q definida por la capa hemirreductora (CHR) del haz
L	Lectura del detector corregida por el inverso del cuadrado de la distancia
B_w	Factor de retrodispersión, definido como el cociente entre el kerma de colisión en agua en un punto en el eje del haz en la superficie de un maniquí en condiciones de dispersión total y el kerma de colisión en agua en el mismo punto sin maniquí, para un tamaño de campo y una distancia concretos
$\left[\left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{w,air} \right]_{air}$	Coefficiente de absorción másico de agua a aire promediado sobre el espectro energético de los fotones en aire

Los valores de los factores de retrodispersión B_w y de los coeficientes de absorción másica pueden obtenerse del IAEA 2007 TRS 457.

A partir de estos valores se puede estimar la dosis efectiva mediante aplicaciones informáticas basadas en cálculos Monte Carlo como *Effdose* 1995 en la que es necesario introducir, para cada proyección estudiada, la dosis en superficie de entrada sin retrodispersión o el producto dosis-área, los kVp y la filtración del equipo en mm de Al.

3. Estimación de la dosis absorbida en exploraciones 3D (CBCT)

En el caso de las exploraciones 3D es preciso, como en las exploraciones planares, caracterizar el haz a través de la capa hemirreductora (CHR) para los distintos voltajes nominales y con cualquier elemento (filtros, etc.) que se coloque a la salida del haz especialmente para las adquisiciones 3D (por ejemplo, filtros "Half fan" y "Full fan" en equipo OBI de VARIAN; ver descripción del equipo).

En la estimación de la dosis absorbida se emplea la metodología descrita en el documento de la AAPM 2010 TG 111 para dosimetría de TC de haces anchos sin traslación de la mesa:

$$D_w = \frac{1}{3}D_c + \frac{2}{3}\overline{D}_p \quad (2)$$

donde:

D_w	Dosis absorbida acumulada ponderada
D_c	Dosis absorbida acumulada en el inserto central de un maniquí de PMMA de 16 cm de diámetro para las exploraciones de cabeza y 32 cm de diámetro para las exploraciones de cuerpo
\overline{D}_p	Promedio de la dosis absorbida acumulada en los insertos de la periferia de un maniquí de PMMA de 16 cm de diámetro para las exploraciones de cabeza y 32 cm de diámetro para las exploraciones de cuerpo

En este documento de la AAPM 2010 sobre la metodología para la evaluación de la dosis de radiación en tomografía computarizada, se intenta exponer una teoría unificada de medida para todo tipo de exploración de tomografía computarizada: axial, helicoidal y de haz ancho con y sin traslación longitudinal de la mesa del paciente. Este documento hace un análisis y una crítica de la metodología de dosimetría en equipos de tomografía computarizada.

Tradicionalmente la caracterización de la dosis en tomografía computarizada (TC) se ha basado en el índice de dosis para tomografía computarizada (CTDI), un índice que se introdujo hace 30 años y que se adaptó (CTDI₁₀₀, CTDI_w, CTDI_{vol}; dosis por longitud (DPL), etc). para facilitar las regulaciones y normas al respecto, el consenso y la estandarización por parte de los fabricantes, etc.

Este índice (CTDI) se obtiene en modo axial, sin movimiento de la mesa durante la irradiación mientras el tubo de RX gira alrededor del isocentro del sistema. Generalmente se mide en una sola rotación integrando el perfil de

dosis a lo largo de una longitud fija (usualmente 100 mm) con una cámara de ionización de lápiz de esta longitud ($CTDI_{100}$) situada en un maniquí cilíndrico de polimetil metacrilato (PMMA) alineada con el eje de rotación ($CTDI_{100,c}$) o alineada con uno de los ejes periféricos del maniquí ($CTDI_{100,p}$) situados a 1 cm del borde de éste. Esta longitud, $L = 100$ mm, representa una longitud estándar para la cual se integra el perfil de dosis en el maniquí.

Los maniquíes de PMMA empleados en la dosimetría de equipos TC son de 14-15 cm de longitud y de 16 cm o 32 cm de diámetro, medidas que corresponderían respectivamente a una cabeza y un torso adultos.

No obstante, desde que se introdujo el CTDI ha habido cambios y avances importantes en la tecnología de los equipos TC y han aparecido nuevos modos de operación como las exploraciones helicoidales, los equipos con haces anchos, etc., para los cuales el concepto original del CTDI no quedaba bien definido.

El CTDI se define exclusivamente para las exploraciones axiales y por lo tanto su aplicación es limitada para caracterizar la dosis en exploraciones helicoidales. Además, la tendencia al uso de colimaciones en el eje longitudinal cada vez más anchas y a longitudes de exploración cada vez mayores hace que la exactitud, la relevancia clínica y la utilidad práctica del CTDI para representar la dosis en los equipos TC sean limitadas. La limitación mayor es que el $CTDI_{100}$ excluye la contribución de la radiación dispersa más allá de la relativamente corta longitud de integración (100 mm) a lo largo del eje z . Por lo tanto, tiende a subestimar la dosis acumulada en $z = 0$.

En cuanto a los equipos TC con haces anchos, en los cuales prácticamente en una sola rotación sin movimiento de la mesa se puede adquirir y visualizar toda la anatomía de interés, el CTDI es claramente un índice inapropiado ya que su forma integral y su definición tienen en cuenta la traslación de la mesa o del maniquí. Además, los haces anchos de estos equipos son en general incluso más anchos que los 100 mm de la cámara de lápiz utilizada para medir el $CTDI_{100}$. Medir este índice con la metodología tradicional supondría no sólo no tener en cuenta la radiación dispersa sino dejar fuera de la medida parte de la primaria también.

Para el caso estacionario en el que no existe traslación de la mesa al realizar una serie de N rotaciones, la expresión de la dosis absorbida acumulada se simplifica y viene definida por la siguiente expresión:

$$D_N(z) = Nf(z) \quad (3)$$

donde:

$f(z)$ es el perfil de dosis absorbida en maniquí a lo largo del eje longitudinal z y por lo tanto la dosis absorbida acumulada en el centro vendrá dada por la expresión:

$$D_N(0) = Nf(0) \quad (4)$$

En general en las exploraciones de CBCT de los equipos de IGRT incorporados a los aceleradores lineales, $N = 1$, es decir se realiza una sola rotación. Así pues, la dosis acumulada central será simplemente una medida de la dosis "puntual" en el plano $z = 0$. Esta medida se puede realizar con una cámara de ionización de pequeño volumen (tipo Farmer) siempre que el ancho del haz sea mayor que la longitud de la cámara de ionización.

La longitud del maniquí deberá ser suficiente para asegurar condiciones de equilibrio en el punto de medida; de forma general la longitud del maniquí deberá ser unos 8-10 cm mayor que el ancho del haz en el isocentro.

En cuanto a la dosis efectiva es posible hacer una estimación para las exploraciones CBCT utilizando los mismos programas basados en cálculos Monte Carlo que se utilizan para estimar la dosis efectiva de los equipos TC convencionales (Sawyer *et al.* 2009), como el programa "CT Dosimetry" del grupo IMPACT 2009. Es preciso sacar el llamado "factor Impact" (ImF) ya que los equipos CBCT no están tabulados en el programa, de forma que es posible utilizar en el programa el equipo TC con el factor IMPACT más parecido a nuestro equipo CBCT. Este factor, cuya expresión está determinada experimentalmente a partir de los datos de varios modelos y marcas de equipos TC, depende del tipo de exploración (cuerpo o cabeza). Una vez obtenido el factor, se determina la dosis efectiva poniendo los límites de la exploración sobre un maniquí antropomórfico tipo y aplicando los factores de conversión a dosis efectiva de los documentos ICRP 1991 o ICRP 2007.

4. Dosis impartidas con los distintos sistemas IGRT

En las tablas 1 y 2 y 3 se muestran valores orientativos de las dosis absorbidas impartidas por cada uno de los sistemas de IGRT. El usuario deberá determinar estas dosis absorbidas en sus equipos, con los protocolos de trabajo (tórax, pelvis, etc.) y sobre todo con un sistema de medida calibrado en el rango de energía (CHR) con el que se trabaja. Se insiste en que los valores

datos aquí son orientativos y no pueden sustituir a los valores determinados por el usuario.

Tipo de exploración	Modelo (fabricante)	Dosis o tasa de dosis en la superficie de entrada del paciente	
		Por imagen	Por sesión
Exposición MV		10 – 50 mGy	20 – 100 mGy
Exposición grafía kV	XVI (ELEKTA)	0.2 mGy/mAs	0.4 – 12 mGy
	OBI/TBIS ¹ (VARIAN)	0.3mGy/mAs (0.2 - 6.0 mGy)	
	EXACTRAC (BRAINLAB)	0.1 – 1.4 mGy	0.2 – 2.8 mGy
Fluoroscopia kV	XVI (ELEKTA)	10 mGy/min	2 – 5 mGy
	OBI/TBIS ¹ (VARIAN)		

Tabla 1. Valores orientativos de la dosis absorbida impartida al paciente en algunas de las exploraciones de IGRT 2D.

Dispositivo CBCT	Localización	D _{centro} (mGy)	D _{periferia} (mGy)	D _w (mGy)
Mvision (SIEMENS)	Cabeza	80	100	93
	Pelvis	90	120	110
XVI (ELEKTA)	Cabeza	1.0	1.4	1.0
	Pelvis	16	28	24

Tabla 2. Valores orientativos de la dosis absorbida impartida al paciente en algunas de las exploraciones de IGRT 3D.

Los valores proporcionados en la tabla 2 se han obtenido de los trabajos de Song *et al.* 2008 en un equipo ELEKTA y de Gayou *et al.* 2007 en SIEMENS.

En cuanto a los sistemas de VARIAN (*On board Imager* y *TrueBeam Imaging System*), se presentan en la tabla 3 las medidas realizadas en el Institut Català d'Oncologia. Los valores dados en la tabla 3 han sido determinados por los autores del documento en los equipos disponibles en sus departamentos.

¹TrueBeam Imaging System

Protocolo de adquisición	OBI versión 1.3	OBI versión 1.4	TrueBeam Imaging System
Cabeza dosis estándar	100	6	4
Cabeza baja dosis	21	3	N/A
Cabeza alta calidad	N/A	30	N/A
Cuerpo dosis estándar	53	N/A	N/A
Cuerpo baja dosis	10	N/A	N/A
Pelvis	N/A	26	13
Pelvis con aumento	N/A	25	33
Tórax baja dosis	N/A	11	5

Tabla 3. Valores orientativos de la dosis absorbida impartida al paciente (D_w (mGy)) en algunas de las exploraciones de IGRT 3D en los sistemas CBCT de VARIAN.

Se puede comprobar cómo las dosis absorbidas impartidas al paciente en las exploraciones de CBCT con los equipos de VARIAN han disminuido sustancialmente con las nuevas versiones y actualizaciones de *hardware* y *software* de los equipos, reflejando el esfuerzo de las empresas fabricantes en mantener la calidad de las imágenes obtenidas reduciendo las dosis impartidas al paciente.

Esta reducción en las dosis impartidas con este tipo de exploraciones se hizo del todo imprescindible ya que con las primeras versiones se impartían dosis altas a órganos como el cristalino, en las exploraciones CBCT de cabeza. En las recientes revisiones de datos de la ICRP, se cree que el umbral de dosis para cataratas estaría alrededor de los 0.5 Gy (500 mGy). Con unas pocas exploraciones CBCT de la versión OBI 1.3 se alcanzaría dicho límite, sin tener en cuenta la dosis impartida durante el propio tratamiento de radioterapia. Con la nueva versión 1.4, la dosis impartida a cristalino se ha reducido en un 90% aproximadamente, de unos 100 mGy a tan sólo 5 mGy por exploración.

Sin embargo, a pesar de la reducción en las dosis impartidas de las nuevas versiones de *hardware* y *software* de los distintos equipos de IGRT, se deben tomar todas las medidas disponibles para reducir al máximo las dosis impartidas con los procedimientos de IGRT. A modo de ejemplo, en aquellos protocolos CBCT de cabeza y cuerpo de Varian, en los que se adquiere la exploración con 200° de giro de brazo, las dosis impartidas a los distintos órganos son sustancialmente diferentes dependiendo de que la exploración se realice por la zona anterior o posterior del paciente (Ding *et al.* 2010). Otra forma simple de reducir las dosis impartidas es limitar la longitud de adquisición a la región de interés de la exploración.

5. Referencias y bibliografía

- [1] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Report Task Group 23. 2008.
- [2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. Report Task Group 111. 2010.
- [3] ALAEI P, GERBI BJ, GEISE RA. Evaluation of a model-based treatment planning system for dose computations in the kilovoltage energy range. *Med Phys* 2000; 27(12): 2821-2826.
- [4] AUKETT RJ, BURNS JE, GREENER AG, HARRISON RM, MORETTI C, NAHUM AE, ROSSER KE. Addendum to the IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential). *Phys Med Biol* 2005; 41(12): 2605-2625.
- [5] BOONE JM. The trouble with CTDI100. *Med Phys* 2007; 34(4): 1364-1371.
- [6] BRENNER DJ, MCCOLLOUGH CH, ORTON CG. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT. *Med Phys* 2006; 33(5): 1189-1191.
- [7] CIGNA AA, NASSISI D, MASENGA D, RAFFO R, ROTTA P. Dose due to scattered radiation in external radiotherapy: A prostate cancer case history. *Radiat. Prot. Dosimet.* 2004; 108(1): 27-32.
- [8] CRANLEY K, GILMORE B, FOGARTY G W. "Data for estimating x-ray tube total filtration", IPSM, Report 64, 1991.
- [9] CT PATIENT DOSIMETRY CALCULATOR. Versión 1.0. United Kingdom: Imaging performance Assessment of CT Scanners (ImPACT) 2009.
- [10] DE MARCO JJ, CAGNON CH, CODY DD, STEVENS DM, MCCOLLOUGH CH, ZANKL M, *et al.* Estimating radiation dose from multidetector CT using Monte Carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys Med Biol* 2007; 52(9): 2583-2597.
- [11] DIALLO I, LAMON A, SHAMSALDIN A, GRIMAUD E, DEVATHAIRE F, CHAUAUDRA J. Estimation of the radiation dose delivered to any point outside the target volume per patient treated with external beam radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* 1996; 38(3): 269-271.

- [12] DING GX, DUGGAN DM, COFFEY CW. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med Phys* 2008; 35(3): 1135-1144.
- [13] DING G.X., PAWBAJASKI J.M., COFFEY C.W. A correction-based dose calculation algorithm for kilovoltage x rays. *Med Phys* 2008; 35(12): 5312-5316.
- [14] DING G.X., MUNRO P., PAWLOWSKI J., MALCOLM A., COFFEY C.W. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiotherapy and Oncology* 2010; 97(3): 585-592.
- [15] DIXON RL, BOONE JM. Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scans modalities with or without phantom motions. *Med Phys* 2010; 37 (6): 2703-2718.
- [16] DIXON RL, BALLARD AC. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond CTDI100. *Med Phys* 2007; 34(8): 3399-3413.
- [17] EFFDOSE (programa de cálculo). Versión 1.02. Denmark: National Board of Health 1995.
- [18] FAHRIG R, DIXON R, PAYNE T, MORIN RL, GANGULY A, STROBEL N. Dose and image quality for a cone-beam C-arm CT system. *Med Phys* 2006; 33(12): 4541-4550.
- [19] GAYOU O, PARDA DS, JOHNSON M, MIFTEN M. Patient dose and image quality from mega-voltage cone beam computed tomography imaging. *Med Phys* 2007; 34(2): 499-506.
- [20] GELEIJNS J, ARTELLS MS, BRUIN PW, MATTER R, MURAMATSU Y, MCNITT-GRAY MF. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Phys Med Biol* 2009; 54(10): 3141-3159.
- [21] GOMA C, RUIZ A, JORNET N, LATORRE A, PALLEROL RM, CARRASCO P, *et al.* Radiation dose assessment in a 320-detector-row CT scanner used in cardiac imaging. *Med Phys* 2011; 38(3): 1473-1480.
- [22] HILL M. The variation in biological effectiveness of X-rays and gamma rays with energy. *Radiat Prot Dosimet* 2004; 112(4): 471-481.
- [23] HYER DE, HINTENLANG DE. Estimation of organ doses from kilovoltage cone-beam CT imaging used during radiotherapy patient position verification. *Med Phys* 2010; 37(9): 4620-4626.

- [24] HYER DE, SERAGO CF, KIM S, LI JG, HINTENLANG DE. An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2010; 11(2): 181-197.
- [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international code of Practice*. Technical Report Series 457, IAEA. Vienna 2007.
- [26] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU), Report 74: Patient Dosimetry for X rays used in medical imaging, Vol. 5, 2005.
- [27] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP), PUBLICATION 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann. ICRP* 21 (1-3), 1991.
- [28] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP) PUBLICATION 103: 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann. ICRP* 37 (2-4), 2007.
- [29] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC), *Medical Electrical Equipment: Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-conductor Detectors as Used in X-Ray Diagnostic Imaging*, Rep. IEC-61674, IEC, Geneva, 1997.
- [30] KAN MWK, LEUNG LHT, WONG W, LAM N. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 2008; 70(1): 272-279.
- [31] KIM S, YOSHIKAZUMI TT, TONCHEVA G, YOO S, YIN F. Comparison of radiation dose between cone beam CT and multi detector CT: TLD measurements. *Radiat. Prot. Dosimet.* 2008; 132(3): 339-345.
- [32] KLEVENHAGEN SC, AUKETT RJ, HARRISON RM, MORETTI C, NAHUM AE, ROSSER KE. The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL; 10-300 kV generating potential). *Phys Med Biol* 1996; 41(12): 2605-2625.
- [33] KYRIAKOU Y, DEAK P, LANGNER O, KALENDER WA. Concepts for dose determination in flat detector CT. *Phys Med Biol* 2008; 53(13): 3551-3566.
- [34] LEHERON JC. Estimation of Effective Dose to the Patient during Medical X-Ray Examinations from Measurements of the Dose Area Product. *Phys Med Biol* 1992; 37(11): 2117-2126.

- [35] MA CM, COFFEY CW, DEWERD LA, LIU C, NATH R, SELTZER SM, *et al.* AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. *Med Phys* 2001; 28(6): 868-893.
- [36] MATSUBARA K, KOSHIDA K, SUZUKI M, SHIMONO T, YAMAMOTO T, MATSUI O. Effective dose evaluation of multidetector CT examinations: influence of the ICRP recommendation in 2007. *Eur. Radiol.* 2009; 19(12): 2855-2861.
- [37] MORI S, ENDO M, NISHIZAWA K, MURASE K, FUJIWARA H, TANADA S. Comparison of patient dose in 256-slice CT and 16-slice CT scanners. *Br. J. Radiol.* 2006; 79(937): 56-61.
- [38] MORI S, ENDO M, NISHIZAWA K, TSUNOO T, AOYAMA T, FUJIWARA H, *et al.* Engranded longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry. *Med Phys* 2005; 32(4): 1061-1069.
- [39] MORI S, NISHIZAWA K, OHNO M, ENDO M. Conversion factor for CT dosimetry to assess patient dose using a 256-slice CT scanner. *Br. J. Radiol.* 2006; 79 (947): 888-892.
- [40] MURPHY MJ, BALTER J, BALTER S, BENCOMO JA, JR., DAS IJ, JIANG SB, *et al.* The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 2007; 34(10): 4041-4063.
- [41] OSEI EK, SCHALY B, FLECK A, CHARLAND P, BARNETT R. Dose assessment from an online kilovoltage imaging system in radiation therapy. *Journal of Radiological Protection* 2009; 29(1): 37-50.
- [42] PERISINAKIS K, DAMILAKIS J, TZEDAKIS A, PAPADAKIS A, THEOCHAROPOULOS N, GOURTSOYIANNIS N. Determination of the weighted CT dose index in modern multi-detector CT scanners. *Phys Med Biol* 2007; 52(21): 6485-6495.
- [43] RANNIKKO S, ERMAKOV I, LAMPINEN JS, TOIVONEN M, KARILA KTK, CHERVJAKOV A. Computing patient dose of x-ray examinations using a patient size- and sex-adjustable phantom. *Br. J. Radiol.* 1997; 70(835): 708-718.
- [44] REMEIJER P., SHONKE J.J., DWARSWAARD M., VAN HERK M. A Comparison Of Patient Dose From Cone-Beam Ct Scans and Localization Portal Images. *Proceedings of the 8th International Workshop on Electronic Portal Imaging EPI2K4*, 2004:88-89.

- [45] ROXBY P, KRON T, FOROUDI F, HAWORTH A, FOX C, MULLEN A, *et al.* Simple methods to reduce patient dose in a VARIAN cone beam CT system for delivery verification in pelvic radiotherapy. *Br. J. Radiol.* 2009; 82(982): 855
- [46] SAWYER LJ, WHITTLE SA, MATTHEWS ES, STARRITT HC, JUPPTP. Estimation of organ and effective dose resulting from cone beam CT imaging for radiotherapy treatment planning. *Br. J. Radiol.* 2009; 82(979): 577-584.
- [47] SONG WY, KAMATH S, OZAWAL S, AL ANI S, CHVETSOV A, LHANDARE N, *et al.* A dose comparison study between XVI (R) and OBI (R) CBCT systems. *Med Phys* 2008; 35(2): 480-486.
- [48] VAN DER MOLEN AJ, VELDKAMP WJH, and GELEIJNS J. 16-slice CT: achievable effective dose of common protocols in comparison with recent CT dose surveys. *Br J. Radiol* 2007; 80 (952): 248-255.
- [49] WALTER C, BODA-HEGGEMANN J, WERTZ H, LOEB I, RAHN A, LOHR F, *et al.* Phantom and in-vivo measurements of dose exposure by image-guided radiotherapy (IGRT): MV portal images vs. kV portal images vs. cone-beam CT. *Radiotherapy and Oncology* 2007; 85(3): 418-423.
- [50] WEN N, GUAN H, HAMMOUD R, PRADHAN D, NURUSHEV T, LI S, *et al.* Dose delivered from VARIAN's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *Phys Med Biol.* 2007; 52(8): 2267-2276.

Capítulo 11: Otros sistemas de IGRT

Otros sistemas de IGRT

En los capítulos anteriores se ha descrito el funcionamiento de los diferentes equipos utilizados en IGRT cuyo funcionamiento está basado en el uso de radiaciones ionizantes o ultrasonidos, y que tienen en común la producción de imágenes en 2 o 3 dimensiones. Existen otros equipos de tecnología más simple pero, que en algún tipo de tratamiento, pueden suministrar información suficiente para verificar que la posición del paciente o la del PTV durante el tratamiento, es equivalente a la que tenía en la planificación.

1. Sistemas ópticos superficiales

Se basan en imágenes superficiales tomadas por cámaras de vídeo que son tratadas mediante distintos algoritmos componiendo una imagen virtual 3D de la superficie del paciente.

El sistema más difundido es el ALIGN RT de VISIONRT (Figura 1) que consta de dos elementos captadores de imágenes, suspendidos en el techo de la sala de tratamiento (y de simulación en algunos casos) y enfocados al isocentro de la unidad. Cada elemento está formado por un proyector de luz roja de frecuencia muy cercana a la de los infrarrojos y dos cámaras de vídeo o de datos, además de un *flash* de luz blanca (Figura 2). A partir de las imágenes de los puntos captados por las cámaras estereoscópicas, y mediante un algoritmo de triangulación, el sistema encuentra la posición de los puntos de la superficie del paciente, suministrando una imagen tridimensional de ésta. Una plantilla o patrón de luz permite la calibración del sistema antes de la toma de datos. Si el equipo se utiliza en el control de los tratamientos de radiocirugía, se coloca un tercer conjunto de cámaras y proyectores .

La imagen de la superficie del paciente antes del tratamiento se pueden fusionar con la imagen obtenida con el mismo equipo, en la simulación (Figura 3), encontrando las diferencias geométricas entre las dos; también se puede utilizar como imagen de referencia la extraída de los cortes de TC que el sistema puede importar mediante un protocolo DICOM RT. Estas diferencias se indican mediante valores de los desplazamientos y rotaciones de la mesa, del

brazo y del colimador. En el caso de los aceleradores VARIAN, el *software* puede ajustar estos parámetros de forma automática.

Los sistemas más modernos permiten definir un intervalo de tolerancia en los movimientos y a partir del cual controlar la emisión de radiación del acelerador, se trata de un “*gating*” basado en las deformaciones de la superficie del paciente.

El equipo y su *software* componen un sistema de IGRT apropiado para los tratamientos de volúmenes cercanos a la superficie, aunque con la incorporación del “*gating*”, su uso se está ampliando a otras localizaciones, bien solo o combinado con otras técnicas de IGRT. (Bartocini *et al.* 2012, Pan *et al.* 2012, Shah *et al.* 2012)



Figura 1. Equipo ALIGN RT, donde se puede ver la zona del paciente iluminada por los proyectores de luz roja. Cortesía de VISION RT.

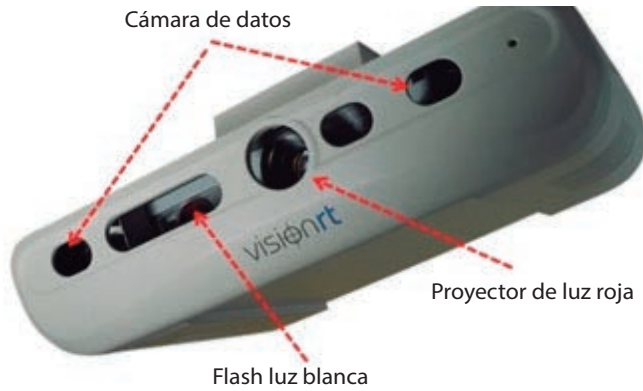


Figura 2. Proyector de luz y cámaras de vídeo con las que se adquieren los datos de la superficie del paciente. Cortesía de VISION RT.



Figura 3. Fusión de la superficie del paciente reconstruida a partir de los datos tomados por las cámaras de vídeo (violeta) y la superficie de referencia (verde). Cortesía de VISION RT.

2. Marcadores fiduciaros electromagnéticos

Es habitual en técnicas de IGRT utilizar marcadores radiopacos, cuando se trata de identificar los desplazamientos de órganos o tejidos blandos, en imágenes con rayos X, especialmente si son obtenidas con altas energías, del orden de los MV. Los marcadores se insertan directamente en el volumen o cerca de él; asumiendo que el movimiento de estos marcadores es fiduciario del movimiento del volumen u órgano que se quiere controlar. Estos marcadores habitualmente son pequeños granos de oro de diámetro inferior a 2 mm encapsulados en un polímero absorbible.

Otro sistema de alineación y localización, especialmente utilizado en los tratamientos radioterápicos de tumores de próstata, consiste en un sistema de marcadores fiduciaros que permite el seguimiento continuo, localización y movimiento en tiempo real del volumen mediante una tecnología basada en radiaciones no ionizantes, en el rango de la radiofrecuencia, (sistema comercializado como *Calypso GPS for the Body*).

El punto clave de la tecnología del sistema son unos marcadores permanentes de 8,5 mm de longitud y 1 mm de diámetro que se implantan en el volumen (antes del tratamiento radioterápico). Estos marcadores consisten en un núcleo de ferrita, rodeado por un hilo de cobre en serie con una resistencia y un condensador, formando una antena, que recibe y emite señales de radiofrecuencia. El marcador está encapsulado en una sustancia biocerámica, que le permite estar implantado permanentemente, sin riesgo para el paciente.

La posición de los marcadores se detecta a través de la emisión y recepción de las señales de radiofrecuencia por una matriz de emisores y receptores electromagnéticos colocada por encima de la superficie del paciente, pero sin contacto con éste (véase la figura 4); con una resolución espacial de 1 mm, según datos del fabricante (Balter *et al.* 2005, Mahadaven *et al.* 2006). A su vez, la posición de la matriz de receptores respecto del sistema de coordenadas de la sala de tratamiento, se determina a través de unos sensores de infrarrojos colocados en la matriz que se comunican con tres cámaras colocadas en el techo de la sala de tratamiento y que están calibradas respecto al isocentro del acelerador lineal. La combinación de la posición de la matriz de receptores en la sala de tratamiento y la posición de los marcadores respecto a la matriz, proporciona la posición de los marcadores relativa al isocentro.

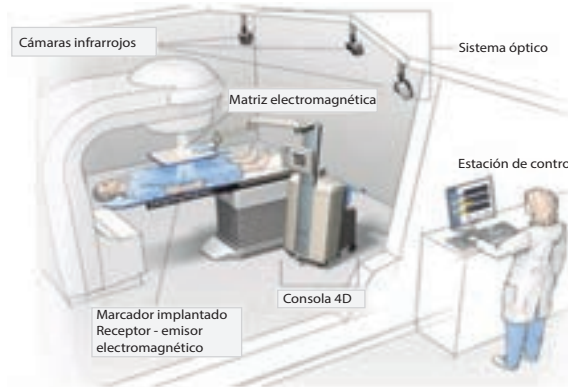


Figura 4. Distribución de una sala de tratamiento donde se ha instalado un sistema *Calypso GPS for the Body*. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

Las posiciones de los marcadores se transmiten a una consola en la que se muestran, de forma continua, las variaciones en la posición longitudinal, lateral y vertical de los marcadores respecto a su posición inicial en función del tiempo, verificando que estas variaciones se mantienen dentro de unas tolerancias establecidas. Las posiciones se actualizan a una frecuencia de 10 Hz, lo que permite un seguimiento prácticamente continuo de la posición del volumen durante el tratamiento; además el sistema permite establecer una banda de tolerancia dentro de la cual continua la irradiación, que se detendrá, si la señal está fuera de los límites de tolerancia (Figura 5).



Figura 5. Ejemplo del software del sistema Calypso. En la imagen de la izquierda se representan las desviaciones en la posición de la mesa, detectadas por el equipo. En la imagen de la derecha un registro continuo dentro de la banda de tolerancia. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

Aunque se utiliza básicamente para tratamientos de próstata y no genera imágenes anatómicas del volumen, el uso de radiaciones no ionizantes permite el ahorro de dosis absorbida por parte del paciente durante el proceso de alineamiento y localización respecto a otros sistemas de imagen. Algunos autores publican resultados en diversos estudios, con seguimientos en más de 1000 sesiones, en los cuales el sistema es capaz de detectar variaciones en la posición del PTV durante el tratamiento, entre 2 y 5 mm (Kupelian *et al.* 2005, 2007, 2008).

3. Referencias y bibliografía

- [1] BALTER J, WRIGHT J, NEWELL L, *et al.* Accuracy of a wireless localization system for radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61(3): 933-7.
- [2] BARTONCINI S, FIANDRA C, RUO REDDA MG, *et al.* Target registration errors with surface imaging system in conformal radiotherapy for prostate cancer: study on 19 patients. *Radiol Med* 2012, May 14.
- [3] KUPELIAN P, WILLOUGHBY T, LITZENBERG D, SANDLER H, *et al.* Clinical experience with Calypso 4D localization system in prostate cancer patients: implantation, tolerance, migration, localization and real-time tracking. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 63: S197.
- [4] KUPELIAN P, WILLOUGHBY T, MAHADAVEN A, *et al.* Multi-institutional clinical experience with Calypso System in localization and continuous, real-time monitoring of the prostate gland during the external radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007; 67 (4): 1088-1098.
- [5] KUPELIAN P, LANGE K, WILLOUGHBY T, *et al.* Image-guided radiotherapy for localized prostate cancer: Treating a moving target. *Seminars in Radiation Oncology* 2008; 18: 58-66.
- [6] MAHADAVEN, A., KUPELIAN P. Real-time Method to Locate and Track Targets in Radiotherapy Business Briefing: US Oncology Review. 2006.
- [7] PAN H, CERVIÑO L, PAWLICKI T, *et al.* Frameless, Real-Time, Surface Imaging-Guided Radiosurgery: Clinical Outcomes for Brain Metastases. *Neurosurgery* 2012; 71(4), pp. 844-852.
- [8] SHAH A, DVORAK T, CURRY D, *et al.* Clinical evaluation of interfractional variations for whole breast radiotherapy using 3-dimensional surface imaging. *Practical Radiation Oncology*, March 2012

Capítulo 12: Calibración de equipos tipo CONEBEAM

Calibración de equipos tipo CONEBEAM

En este tipo de aparatos utilizados en IGRT, se denomina “calibración” a una serie de pruebas que se realizan en la puesta en marcha de los mismos y que tienen como objetivo el ajuste de los parámetros, escalas, índices, etc. que aseguren el funcionamiento correcto del equipo. A lo largo de la vida útil del aparato, estos parámetros se verifican, de manera periódica, mediante las pruebas de control de calidad y cuando alguno de los valores resultantes de estas pruebas exceden de las tolerancias establecidas, o lo establece el sistema de calidad, el radiofísico responsable o el servicio técnico de la empresa suministradora o ambos, realizan los ajustes de estos parámetros, hasta llevarlos a los valores que tenían en la puesta en marcha de los mismos. No es exactamente una calibración, ya que no se compara con ningún patrón reconocido por organismos nacionales o internacionales sino más bien un mantenimiento preventivo y correctivo.

A continuación se describen las pruebas específicas para los equipos de tipo “Cone Beam” fabricados por ELEKTA, SIEMENS y VARIAN. Estas pruebas ampliadas se recogen en los manuales de instalación y mantenimiento que se entregan al usuario conjuntamente con las unidades. La inclusión de estas descripciones en este documento tiene como objetivo que el lector y posible usuario se familiarice con ellas, y prevea el tiempo y el equipo necesarios para llevarlas a cabo.

1. Calibración y pruebas específicas del sistema ELEKTA

1.1. Ajustes mecánicos

La posición del tubo de RX y la del panel se calibran inicialmente en la puesta en marcha de la unidad y se revisan periódicamente por el servicio técnico. No se justifica su recalibración a no ser que haya habido una incidencia, como puede ser una colisión. El tubo de RX tiene una posición única y el panel de detector tres distintas. Para este último caso, la alineación viene determinado por

el tipo de casete del colimador utilizado, de tal forma que el *software* genera un inhibidor si la posición no es la correcta.

De aquí en adelante se usará el término colimador para hacer referencia a los casetes colimadores que se insertan a la salida del haz de tubo de RX.

1.1.1. Calibración de la posición nominal de los colimadores

Esta prueba ajusta el colimador del sistema XVI en el centro de su rango mecánico, con una tolerancia de ± 1 mm.

Esto se consigue con el brazo a 0° y atornillando con precisión las partes mecánicas que hacen de tope (Figura 1) según la dirección G-T.

1.1.2. Calibración del ángulo del tubo de RX y del ensamblado del colimador

Se debe verificar que el tubo de RX y el ensamblado del colimador estén nivelados en la dirección G-T, dentro de ± 1 mm/m.

Se extiende el brazo de kV, sin ningún colimador en su bandeja y se rota el brazo a $+90^\circ$. Se sitúa el nivel de precisión (Figura 2) en cada una de las guías inferiores de la bandeja por donde se insertan los colimadores. Se verifica dicho nivelado; si supera la tolerancia se deberá aflojar, sin quitar, los tornillos que bloquean el tubo de RX y calibrar el nivelado con el mismo procedimiento anterior.

1.1.3. Alineación del tubo de kV con el isocentro MV en el eje G-T y A-B

El ensamblaje del colimador de kV debe estar alineado con los centradores láser de la sala; tolerancia ± 1 mm.

Con el brazo a 0° , se inserta el colimador de calibración CAL1, de tal forma que la proyección del láser quede alineada sobre las líneas verticales, que son tres cruces en el centro del dicho colimador. Si éste no está alineado correctamente, se retocan los tornillos adecuados hasta lograr su ajuste en el eje G-T. También se verifica, y se ajusta si procede, en la dirección A-B.

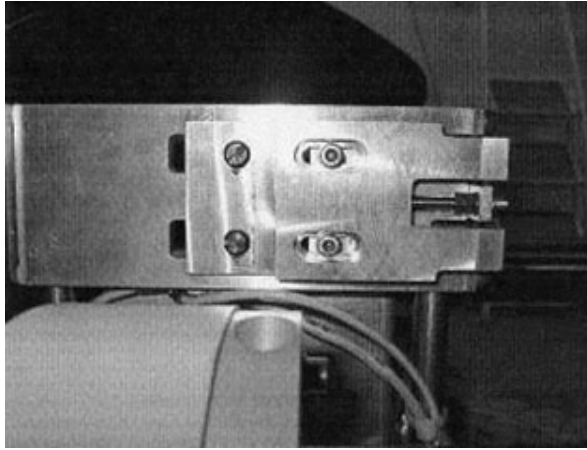


Figura 1. Tornillos de fijación para la calibración de la posición nominal de los colimadores. Cortesía de ELEKTA.

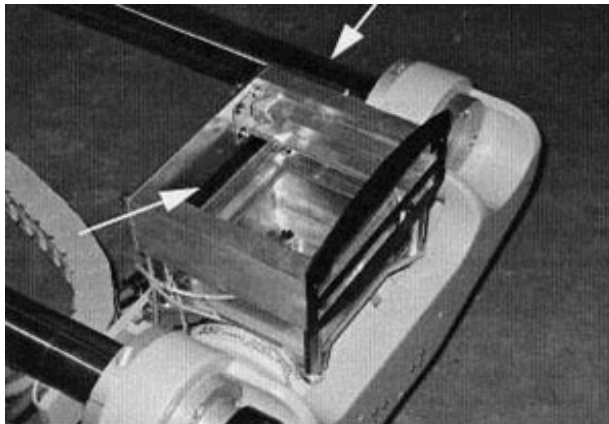


Figura 2. Dispositivo para la calibración del ángulo del tubo de RX y del ensamblado del colimador. Cortesía de ELEKTA.

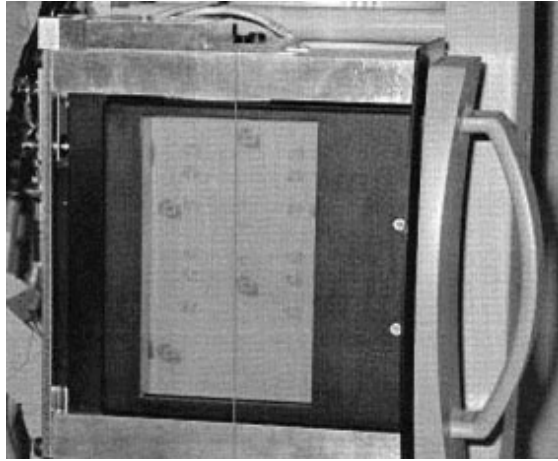


Figura 3. Colimador para el ajuste del tubo kV en los ejes G-T y A-B respecto al isocentro de MV. Cortesía de ELEKTA.

1.2. Ajuste del sistema de imagen de kV

Una vez calibrada las partes mecánicas se procede al ajuste del sistema de imagen, lo cual se detalla en distintos pasos.

1.2.1. Adquisición de imágenes simples de ganancia para cada FOV

Las imágenes de kV no pueden ser adquiridas si el detector no tiene archivos de ganancia. Se sigue el asistente que permite calibrar la imagen en ganancia, para los colimadores: S20 ("FOV *small*"), M20 ("FOV *medium*"), L20 ("FOV *large*").

1.2.2. Verificaciones previas

Se debe verificar que no hay impurezas ni objetos que afecten a la calidad de imagen de kV. Para ello se adquiere un "*MotionView*" con el filtro CAL2 y el colimador S20 realizando a la vez un giro del brazo de 360°. Se selecciona el contraste en un valor alto, se revisa el vídeo y se asegura que las imágenes sean consistentes y sin artefactos. En caso contrario se verifica que las tapas anticollisión estén limpias y sin grietas. Si una vez realizado esto el problema persiste, sería necesaria una revisión del tubo de RX.

1.2.3. Verificación y ajuste de la rotación del colimador

Se hace uso del filtro CAL1 y colimador S20. Con el brazo a -90° se adquiere una imagen plana. En la imagen se hace una medida geométrica del valor de píxel para la coordenada y de ambas esquinas inferiores (véase la figura 4). La diferencia entre ambas debe ser inferior a 10 píxeles. En caso contrario se aflojan los tornillos que aprietan los colimadores y se reajusta manualmente hasta que se consiga la tolerancia anterior descrita.

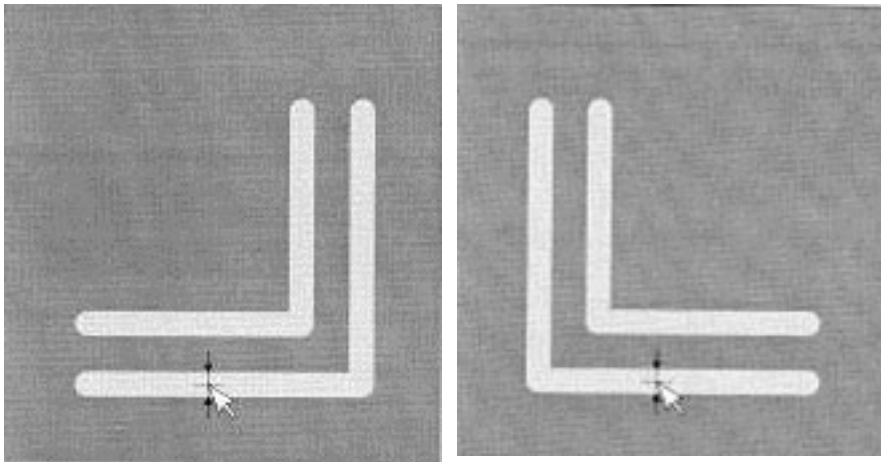


Figura 4. Imágenes utilizadas para la verificación y ajuste de la rotación del colimador. Cortesía de ELEKTA.

1.2.4. Ajuste del tubo de RX y del ensamblaje del colimador en el eje G-T

Primero se mide la posición G-T del detector de kV para el "FOV *small*". Para ello se usa el colimador S20 y el filtro CAL1. Se adquiere una imagen plana, se amplía la cruz de la zona central. Se mide la coordenada y (véase la figura 5), el valor píxel de la cual debe ser $512 (\pm 10 \text{ píxeles})$. En caso contrario el tubo de RX está rotado y se procederá al reajuste manual de los tornillos de sujeción adecuados.

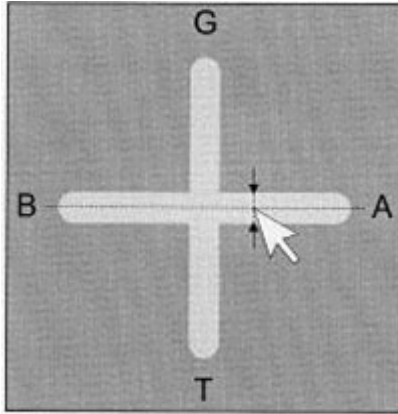


Figura 5. Ajuste del tubo de RX y del ensamblaje del colimador en el eje G-T. Cortesía de ELEKTA.

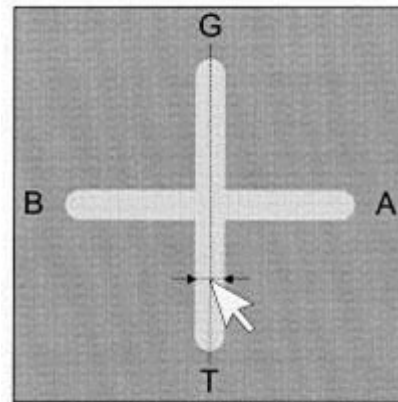


Figura 6. Ajuste del tubo de RX y del ensamblaje del colimador en el eje A-B. Cortesía de ELEKTA.

1.2.5. Ajuste del tubo de RX en el eje A-B

Análogamente al ajuste anterior, ahora el tubo de RX se calibra en el eje A-B. Se usa el colimador M20 y el filtro CAL1. Se procede como en el caso anterior y se mide en la cruz la coordenada x (Figura 6). El valor de píxel debe ser de 512 (± 10 píxeles). En caso contrario, se calcula el error en dicha coordenada según la fórmula,

$$\text{Error en A-B} = 0.05 (x-512)$$

Si el valor es positivo el tubo está rotado en CW, en caso contrario en CC (figuras 7 y 8). A continuación se procederá manualmente al reajuste de los tornillos de sujeción adecuados del tubo de RX.

Finalmente se verifica el correcto ajuste para el FOV pequeño (colimador S20) y grande (L20). La tolerancia y ajuste es igual que en el caso anterior.

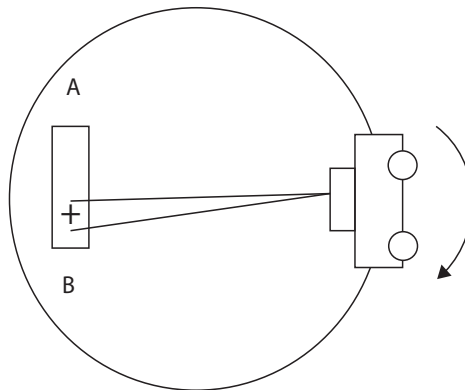


Figura 7. Tubo rotado en CW, en el ajuste del tubo de RX en el eje A-B. Cortesía de ELEKTA.

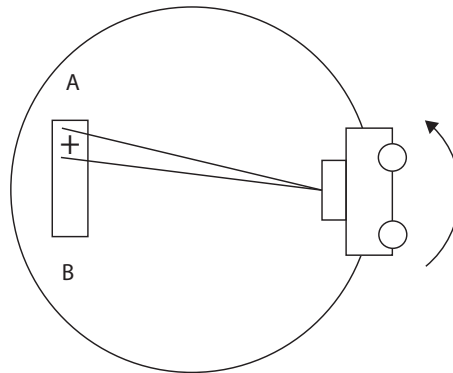


Figura 8. Tubo rotado en CC, en el ajuste del tubo de RX en el eje A-B. Cortesía de ELEKTA.

1.2.6. Ajuste del sistema de imagen de kV

Tras verificar el cableado de la alta tensión y colocar las tapas del brazo del kV, se procede a realizar la calibración en ganancia, conocido como “*Multi-Level Gain Calibration*” del sistema XVI en agua.

Si la mesa instalada es el modelo *Aktina*, se procede según el “*Basic Calibration Kit*” (MRT9551) con el “*Water Calibration Kit*” (MRT12851) (Figura 9). Si la mesa instalada es el modelo *iBEAM* se usará el “*Adaptor Kit*” y el “*Phantom para iBEAM*” (MRT9931) con el “*Water Calibration Kit*” (MRT12851) (Figura 10). En ambos casos se sitúa un soporte en el extremo superior de la mesa, y sobre éste el maniquí de agua llenado una profundidad de 110 mm (± 2 mm) y correctamente centrado. En el caso de que el modelo de mesa sea la “*HexaPod*” el procedimiento es similar.

A continuación se adquieren imágenes de ganancia para los tres tipos de FOV (“*multi-level gain images*”), según la tabla 1, siguiendo el asistente del menú de las funciones de servicio de kV.

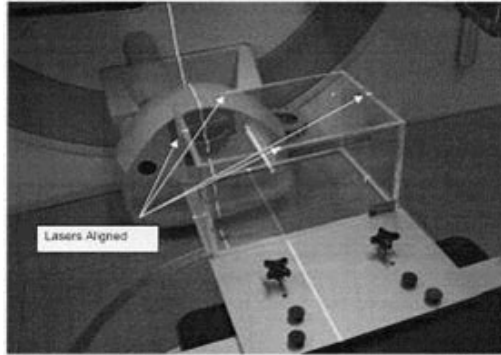


Figura 9. Mesa modelo *Aktina* con su montaje experimental para el ajuste del sistema de imagen de kV. Cortesía de ELEKTA.

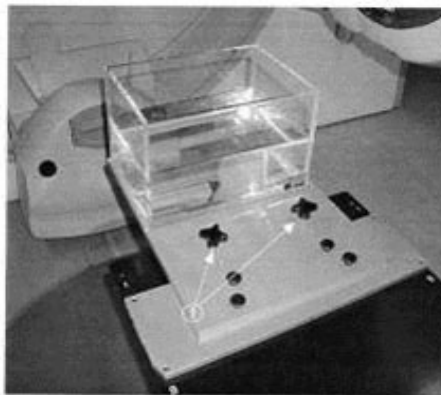


Figura 10. Mesa modelo *iBEAM* con su montaje experimental para el ajuste del sistema de imagen de kV. Cortesía de ELEKTA.

FOV	Filtro	Colimador	Energía (kV)
"Small"	F0	S20	100
			120
"Medium"	F0	M20	120
"Large"	F0	L20	120

Tabla 1. Parámetros y *hardware* usados para la calibración del sistema de imagen de kV.

El sistema requiere ahora de la adquisición de un mapa de píxeles muertos ("*bad píxel map*"), para aplicar luego una compensación a las imágenes. Previamente se debe asegurar la no presencia de artefactos en las imágenes. Se sigue el asistente en el menú de mantenimiento para adquirir un "*kV Bad Pixel Calibration*".

1.2.7. Adquisición de mapas de flexión de kV ("*flexmaps*")

Este procedimiento¹ consiste en obtener un conjunto de imágenes que serán usadas por el XVI, para corregir las pequeñas flexiones y desplazamientos, que sufren los componentes mecánicos durante el movimiento de adquisición de imágenes. El *software* compila esta información en una tabla, conocida como "*flexmap*" que representa las desviaciones entre el isocentro de imagen y el de radiación, en función del ángulo del brazo.

Se utiliza un maniquí denominado "*Ball-Bearing*" (BB), consistente en una bola de acero de 8 mm de diámetro, colocada al final de un tubo plástico con unas marcas que permiten localizar el centro de la bola y unos tornillos micrométricos de paso 0,01 mm para ajustar la posición de la esfera con precisión (véase las figuras 11 y 12). En función del modelo de tablero se deberá quitar, o no, el extremo orientado hacia el brazo, para poder ubicar correctamente el BB.

Inicialmente se alinea con los centradores láser de la sala. Se adquiere un CBCT ("*3D images*"), con la opción "*CAT-Image Registration*" que realiza un giro de 360°; el colimador usado es el S20. Se analiza la imagen, de tal forma que los desplazamientos sugeridos por el XVI deben estar dentro de ± 1 mm. A continuación se realizan dichos desplazamientos y se adquiere un nuevo CBCT. Esta vez los desplazamientos deben ser inferiores a ± 0.25 mm. En caso de no conseguirlo, habrá que volver a recentrar el BB y adquirir sucesivos CBCT hasta lograrlo.

¹ El procedimiento recomendado para verificar la coincidencia del isocentro de radiación con el de imagen es el del TG 179 (Bissonnette *et al.* 2012).

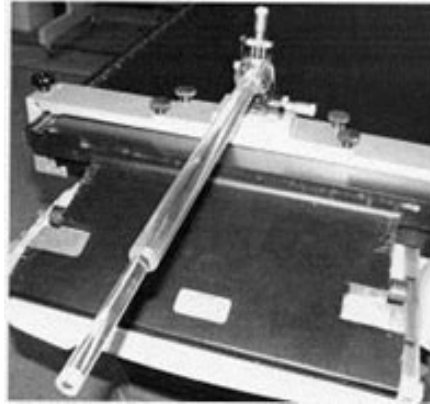


Figura 11. Maniquí "Ball-Bearing" (BB). Cortesía de ELEKTA.

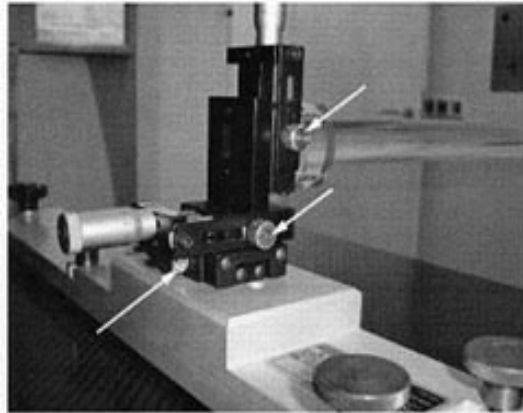


Figura 12. Tornillos micrométricos del BB. Cortesía de ELEKTA.

Ahora el maniquí BB está centrado en el isocentro kV y acto seguido se mide la posición del isocentro MV, a fin de calcular la diferencia entre ambos. Para ello se realizan las siguientes adquisiciones de imágenes de MV con el "iViewGT" (véase la tabla 2).

Número haz	Ángulo del brazo (°)	Ángulo del colimador (°)
1	-180	-90
2	-180	+90
3	-90	+90
4	-90	-90
5	0	-90
6	0	+90
7	+90	+90
8	+90	-90

Tabla 2. Parámetros usados para la adquisición de imágenes de kV del BB en los “flexmaps” en la calibración del sistema de imagen de kV.

Se exportan las imágenes de la consola del “iViewGT” a la estación del XVI y el asistente del modo servicio se encarga de analizar las imágenes. Con esto el XVI mide la posición del isocentro de MV y la compara con la posición actual del BB, que está en el isocentro de kV. La tolerancia es de ± 0.25 mm. Si se supera, se procede a adquirir los “flexmaps” (Figura 13).

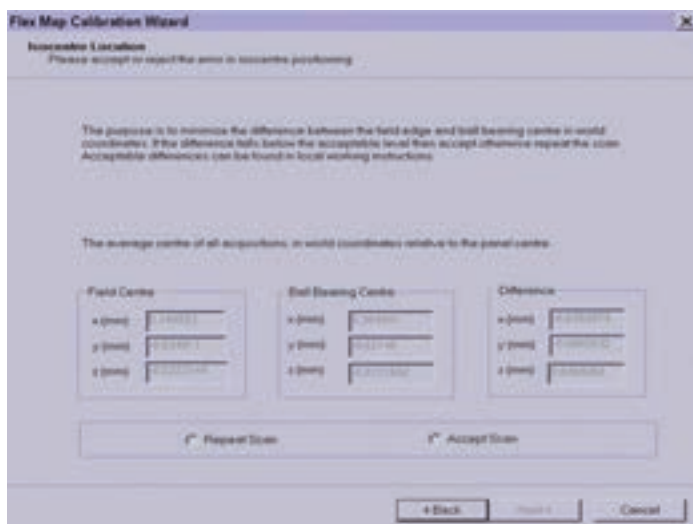


Figura 13. Asistente para la adquisición de los “flexmaps”.

Se sigue el asistente del modo servicio para adquirir los “flexmaps”, según la tabla 3. El sistema XVI necesita para cada colimador dos adquisiciones de CBCT, una en cada sentido horario (CC, CW).

Nº	FOV	Filtro	Colimador	Dirección
1	“Small”	F0	S20	CC
2				CW
3	“Medium”	F0	M20	CC
4				CW
5	“Large”	F0	L20	CC
6				CW

Tabla 3. Parámetros y *hardware* usados para la adquisición de “flexmaps” en la calibración del sistema de imagen de kV.

El fabricante recomienda una periodicidad mensual de esta prueba. Una vez realizada la calibración, se establece como tolerancia ± 0.7 mm.

2. Calibración y pruebas específicas del sistema MVCB SIEMENS

2.1. Chequeo del alineamiento del panel plano con el isocentro de la unidad

Se realiza automáticamente y determina el desplazamiento del centro del detector respecto al isocentro del acelerador lineal. Si el desplazamiento medido es grande (>2 mm), el panel plano necesita ajustarse, si el desplazamiento es pequeño (<2 mm) se reajusta por *software*.

El equipo dispone de un conjunto de haces predefinidos utilizados para detectar la falta de alineamiento del panel plano. Se dispone también de un accesorio, un retículo especialmente diseñado para esta prueba. Se denomina “XRetic” (véase la figura 14) que representa el centro del campo de irradiación. Se realiza para diferentes distancias fuente-detector (130, 140, 150 y 160 cm) y en cuatro orientaciones del brazo (0° , 90° , 180° y 270°). En uso clínico del MVCBCT, se añade una nueva tabla a distancia fuente-detector de 145 cm y en las orientaciones del brazo de 270° , 315° , 0° , 45° , 90° , 135° , 180° y 225° . En la figura 15 se muestra en detalle el *software* de corrección.

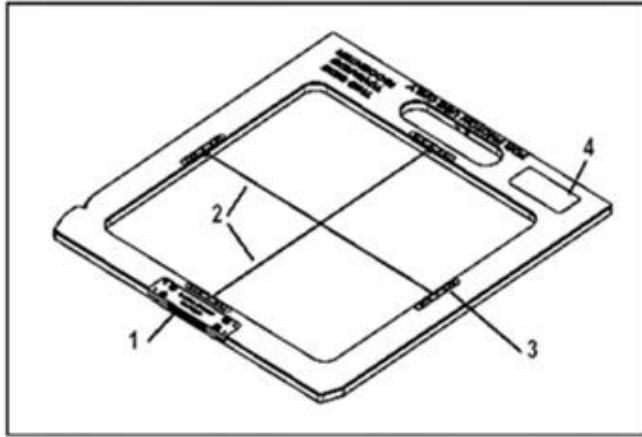


Figura 14. Detalle accesorio "Xretic".

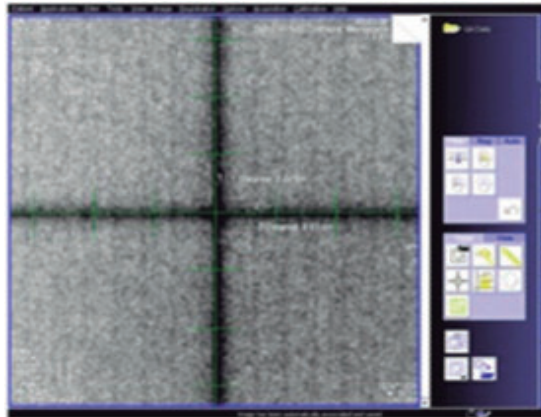


Figura 15. Detalle de software.



Figura 16. Detalle de la calibración de la ganancia del panel plano.

2.2. Calibración de la ganancia del detector 2D y 3D

Objetivo:

Corregir la diferente respuesta de los transistores en la imagen 2D del detector (en teoría todos deberían responder igual a la misma señal pero esto no ocurre en la realidad). Se adquiere y se calcula la ganancia para diferentes tamaños de campo, diferentes energías, diferentes tasas de dosis, diferentes distancias fuente-imagen y distintas unidades monitoras. Asimismo, se varían las unidades monitoras (UM), en cada una de las condiciones anteriores (Figura 16). Un síntoma de que el panel plano puede fallar es que el valor promedio de los píxeles en su zona central para una misma exposición va decreciendo con el tiempo.

2.3. Corrección de los píxeles defectuosos

El chequeo se hace automáticamente. Se realiza en función de su localización y número. Para ello, se distinguen tres zonas dentro del detector:

- La central.
- A lo largo del borde del panel con una anchura de 6 píxeles.
- La general a toda la zona sensible excepto la del borde.

El fabricante propone una tabla de tolerancias en función de las zonas y número de píxeles defectuosos encontrados. Estos son encontrados

automáticamente por el *software* en cada una de las zonas (Tabla 4) Típicamente estos detectores tienen un grupo de píxeles, o una o más líneas de píxeles que no responden completamente, o no responden a la radiación incidente. Pueden ser transitorios o permanentes. Son identificados y el *software* del detector llena la información de dichos píxeles, bien con la del vecino, o promediando los píxeles de alrededor. La existencia de muchos píxeles defectuosos, o líneas consecutivas trae como consecuencia una mayor dificultad para encontrar, por ejemplo, marcas fiducias pequeñas que se hayan implantado en el paciente. Si se conoce el mapa de los píxeles defectuosos, esto puede ayudar mejor a su identificación. Como el panel plano está expuesto a radiación primaria, dispersa y de fuga procedente del acelerador, puede sufrir, con el tiempo, una degradación lenta de sus características de funcionamiento, debido al aumento de píxeles defectuosos, dando lugar al empeoramiento del ruido en la imagen, síntoma de que el panel puede fallar.

Umbral mapa de píxeles muertos	Límite por zona		Número máximo de píxeles muertos
	Central	General	
Tipo de defecto	Central	General	
Líneas:			
Defecto en dos líneas adyacentes	1	3	
Defecto en sólo una línea	10	20	20480
Clusters:			
Mega cluster (máximo 36 píxeles)	0	20	72
Cluster grande (máximo 17 píxeles, no 4 x 4)	7	20	340
Cluster medio (4-9, no 3 x 3)	20	100	900
Densidad:			
Densidad de píxel (número de píxeles en un bloque de 51 x 51)	10%	10%	260
Número total de píxeles defectuosos		2%	21000

Tabla 4. Límites propuestos de píxeles muertos.

2.4. Calibración de la dosis de salida del MVCBCT

El radiofísico debe calibrar el módulo utilizado para la realización del MVCBCT antes de que el técnico del Servicio de Mantenimiento del acelerador lineal proceda a ajustar el factor de escala para el MVCBCT. Véase la figura 17.

2.5. Calibración de la ganancia del MVCBCT

El técnico antes de utilizar el MVCBCT, debe encontrar el mejor ajuste de la potencia y de la frecuencia de repetición de los pulsos del haz de 6 MV. Véase la figura 17.

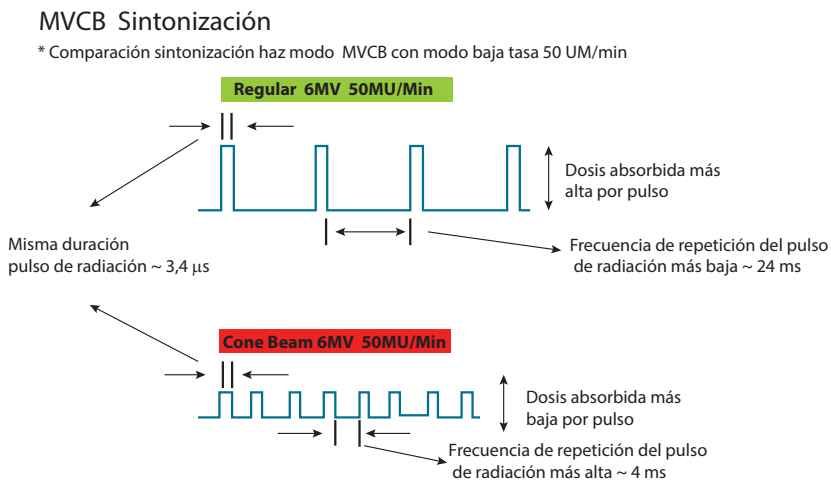


Figura 17. Esquema de repetición de pulsos modo MVCBCT vs. Tasa regular 50 UM/min.

2.6. Exactitud y calibración geométrica.

Para evaluar la exactitud geométrica absoluta del sistema de imagen se pueden utilizar diferentes metodologías, todas ellas se basan en el hecho de utilizar un objeto fácilmente identificable. Puede emplearse el procedimiento establecido en la Universidad de California, San Francisco, en el "Comprehensive Cancer Center", que consiste en una semilla de oro colocada en el isocentro del acelerador lineal mediante la utilización de los láseres de la sala; seguidamente realizar una adquisición con MVCB y verificar que la marca de oro aparece en

el vóxel central de la imagen, libre de artefacto. Puede emplearse el siguiente procedimiento utilizado en la Fundación Instituto Valenciano de Oncología para verificar la exactitud intrínseca del MVCB; para ello se utiliza un maniquí antropomórfico (cráneo) con marcas embebidas en él y distribuidas por todo el volumen de exploración, definiéndose un espacio estereotáxico, el introducido por el marco de Leksell para radiocirugía intracraneal. En coordenadas estereotáxicas, comparar la posición de las marcas en el TC-kV y en el MVCB propiamente, definiendo la exactitud intrínseca como la diferencia entre dichas coordenadas. Este método resulta más exacto que los anteriores porque no depende de la habilidad del usuario en la colocación del maniquí frente al acelerador (sólo limitado por el espesor utilizado de la imagen axial) y, además, proporciona la exactitud en todo el volumen de exploración. Se obtiene una exactitud mejor de 1 mm, otros autores confirman este mismo resultado.

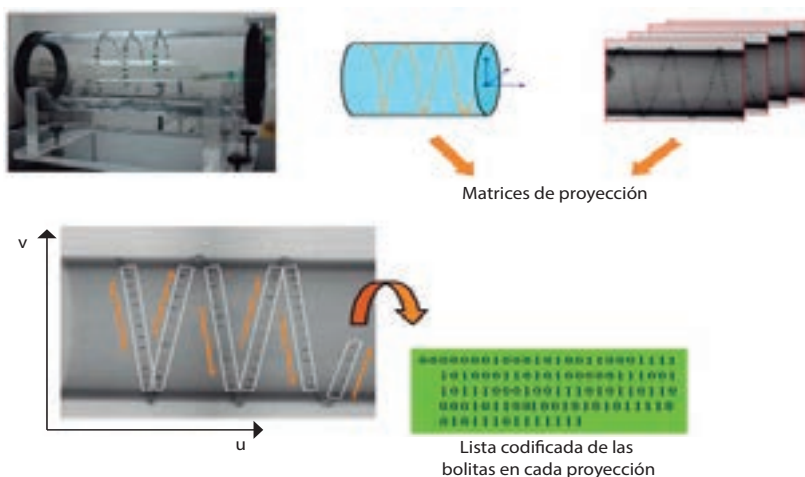


Figura 18. Calibración geométrica.

Se recomienda, además de lo dicho, una calibración geométrica periódica del sistema que tenga en cuenta que tanto el detector como el brazo pueden descolgarse, o rotar el detector, o variar la distancia fuente-detector y, por tanto, la imagen puede distorsionarse. Para ello, se recomienda utilizar el maniquí suministrado por el fabricante. Este control se denomina calibración geométrica. Esta calibración permite obtener la correspondencia entre la posición real de un objeto y su representación en la imagen reconstruida del MVCB.

Se realiza con un maniquí cilíndrico, hueco, de plexiglás en el que están dispuestas en espiral y sobre la superficie del maniquí 108 esferas radiopacas de diferentes diámetros. Este proceso de calibración está descrito ampliamente en el trabajo de Pouliot *et al.* 2005. La identificación de las bolitas del maniquí respecto a una posición de referencia en la mesa de tratamiento se efectúa automáticamente en las 200 proyecciones utilizadas para la realización del MVCB. Un programa informático instalado en la consola de operación del MVCBCT detecta las esferas y sus posiciones, construyendo las denominadas matrices de proyección; éstas son un conjunto de matrices que conectan cada punto del espacio con un punto sobre las imágenes bidimensionales y de esta forma se pueden construir las imágenes tridimensionales MVCB (véase la figura 18).

Objetivo:

Proporciona la información necesaria para reconstruir las imágenes 2D a 3D.

Realizado por:

Físico o técnico de mantenimiento del acelerador.

2.7. Correcciones “off-line” del uso de las imágenes de MV

Las imágenes obtenidas de MVCB nos permiten evaluar las variaciones anatómicas del paciente durante el tratamiento. Si se desea evaluar su influencia en el tratamiento se deben tener en cuenta dos cuestiones, la primera es que las estructuras que definimos en el MVCB manualmente llevan asociadas una incertidumbre, que se justifica por todo lo comentado en este documento, que debe conocerse; la segunda calcular la distribución de dosis absorbida a partir del MVCB.

Si queremos utilizar las imágenes de MVCB para volver a calcular la dosis absorbida debemos proceder de forma muy similar a como se hace con el TC en radioterapia. Utilizando un maniquí para determinar densidades electrónicas en función de los números CT, podemos obtener una curva de calibrado de números Hounsfield en términos de densidad electrónica o en densidad física. Se recomienda estudiar la curva de calibración durante un tiempo para ver su estabilidad. Sin embargo, debemos tener en cuenta que los datos en bruto de las imágenes de MVCB sufren un artefacto llamado “*cupping*” que da lugar a una imagen no uniforme. Debido a este artefacto y para construir una curva de calibrado fiable debe promediarse la lectura en las regiones de interés con diferentes densidades girando 90° el maniquí cuatro veces. Se puede utilizar el maniquí suministrado por el fabricante, (véase en la figura 19 los valores obtenidos en la Fundación IVO). Los resultados son similares a otros autores.

Petit *et al.* 2008 efectúan una corrección tridimensional para evitar este artefacto. Efectuada dicha corrección la distribución de la dosis calculada mediante MVCB frente a la de referencia coincide dentro de un 3% y 3 mm. Puede concluirse que para tratamientos de cabeza y cuello el MVCB es útil para considerar el efecto del cambio en la anatomía del paciente. En el resto de localizaciones, el limitado tamaño del volumen reconstruido imposibilita esta valoración.

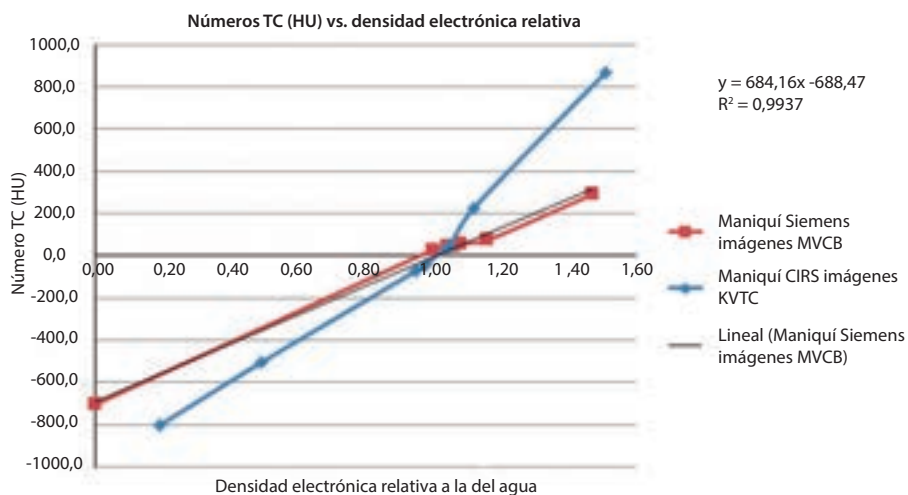


Figura 19. Determinación de números TC en MVCB. Datos Fundación IVO

3. Calibración y pruebas específicas del sistema VARIAN

El proceso de calibración se compone de 5 subprocesos distintos: la calibración de los ejes mecánicos, la calibración del isocentro, calibración del generador de RX, calibración del sistema de imagen y la calibración de las mandíbulas del colimador.

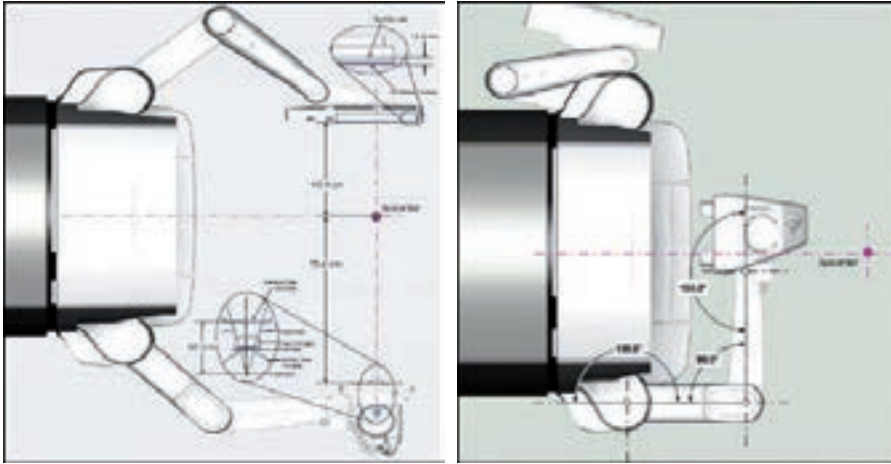


Figura 20. Calibración del brazo soporte del tubo de RX en el equipo VARIAN OBI CBCT. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

3.1. Calibración de los ejes mecánicos

En este proceso se calibran los ejes mecánicos tanto de la fuente de RX como del detector, y también del detector de imágenes portales (“PortalVision”). Los brazos que soportan los tres dispositivos, son similares, tiene cada uno tres articulaciones o rótulas. El proceso consiste en situar uno de los dispositivos alineado con el eje longitudinal del acelerador (pies-cabeza), de forma que los diferentes segmentos del brazo queden perpendiculares formando ángulos de 90° o 180° (véase la figura 20). Una vez situado se selecciona en el mando a distancia el dispositivo y se confirma la posición. El sistema reconoce y almacena las posiciones relativas de los distintos elementos, de tal forma que el sistema se mueva y se coloque correctamente durante su uso clínico. Se repite para cada uno de los tres dispositivos.

3.2. Calibración del isocentro de la unidad de imagen

Consiste en llevar los centros de la fuente de RX y el detector a la posición del isocentro y alinearlos con el eje del haz. El sistema registra los parámetros geométricos resultantes de esta calibración y los utiliza para determinar el isocentro de la unidad. Tal y como se puede ver en la figura 21, la superficie sensible del detector se encuentra a 15.6 mm de la superficie externa del mismo, de tal forma que la distancia entre el isocentro y la superficie externa debería ser

de 48.4 cm, para una distancia isocentro-detector de 50 cm. De la misma forma el foco del tubo de RX se encuentra a 14.8 cm de la superficie de la carcasa, así la distancia entre el isocentro y la superficie de la carcasa del tubo de RX debería ser de 75.2 cm, para una distancia fuente isocentro de 90 cm. Una vez situados los brazos en estas posiciones y verificadas estas distancias, y mediante el procedimiento IDU ISO CAL (VARIAN documento num. B501671R01D), se registran estas posiciones en el sistema.

El modelo TRUE BEAM dispone de un procedimiento registrado con el nombre "IsoCal" que combinado con un maniquí especial, permite conocer la posición relativa de los dos isocentros, el de imagen y el del acelerador, registrar los desplazamientos y aplicar las correcciones a las imágenes obtenidas cuando el dispositivo se utiliza en modo clínico. El procedimiento "IsoCal" se describe en el punto 4.6.1 del capítulo 6 de este documento.

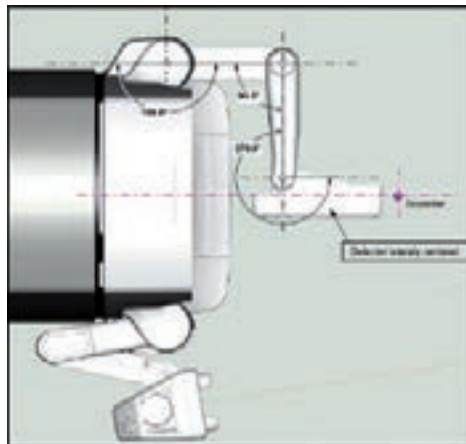


Figura 21. Esquema del ajuste del isocentro en un equipo de imagen VARIAN modelo ON BOARD IMAGER (OBI CBCT). Cortesía de VARIAN Medical Systems.

3.3. Calibración de las mandíbulas del colimador

Se trata de calibrar las posiciones mecánicas de las mandíbulas del colimador de RX, de forma que las posiciones de cada una de las 4 mandíbulas coincidan con los valores nominales seleccionados, en la posición del isocentro. Para la calibración se utiliza un maniquí plano con marcas de límites de campo radiopacas que se coloca sobre la mesa del acelerador a la distancia del

isocentro; mediante los láseres se centran y alinean las marcas del maniquí y a continuación se utiliza el procedimiento "BLADES CALIBRATION". Al adquirir una imagen fluoroscópica del maniquí se puede determinar la posición de las mandíbulas en relación a las marcas radiopacas, si no coinciden se corrige manualmente hasta que las posiciones teóricas y reales de las mandíbulas coincidan, los resultados se almacenan en el sistema.

3.4. Calibración del generador de RX

Este proceso calibra los parámetros de exposición tanto para los modos de grafía como de escopía pulsada para los dos tamaños de foco disponibles, de tal forma que los parámetros correspondientes al voltaje, la intensidad y el tiempo de cada modalidad sean realmente los seleccionados manualmente para cada exposición. Hay dos modos de adquisición: "*Single gain*" para adquisiciones de grafía y "*Last image hold*" para adquisiciones en modo escopía.

3.5. Calibración del sistema de imagen

Este proceso corrige por la posible respuesta no uniforme del sistema detector y las no uniformidades de la tasa de fluencia de la fuente de RX. Algunos de los factores que pueden provocar esta falta de uniformidad son las variaciones en la amplificación de los píxeles debidas a la antigüedad y a la temperatura del sistema, otro motivo es la deriva causada también por la temperatura, la radiación y la antigüedad. La calibración debe llevarse a cabo una vez cada tres meses o siempre que la calidad de la imagen esté deteriorada.

La calibración del sistema de imagen necesita por un lado de una imagen de fondo ("*Dark field*", *DF*) obtenida como el promedio de una serie de imágenes sucesivas sin radiación, el promedio elimina el ruido y la imagen representa las imperfecciones de la matriz y la deriva del amplificador, ya que no depende de la fuente de radiación.

La otra imagen necesaria es una homogénea o "*Flood field*" (*FF*), consistente también en el promedio de imágenes consecutivas, obtenida con un campo grande y sin ningún objeto. Esta refleja la homogeneidad del campo, la sensibilidad individual de cada píxel y la ganancia del amplificador. A partir de estas dos imágenes se obtiene la imagen calibrada, (Figura 22), la cual se analiza con el software "*Area profile*".

El proceso se repite para los distintos protocolos anatómicos.

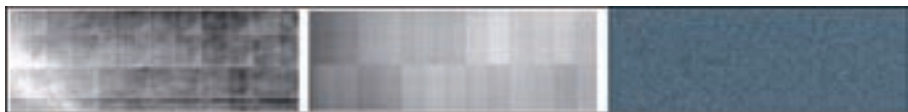


Figura 22. Imágenes obtenidas en el procedimiento de calibración del sistema de imagen. De izquierda a derecha: "Dark field", "Flood field", e imagen calibrada. Cortesía de VARIAN Medical Systems.

También es preciso obtener un mapa de corrección de los píxeles defectuosos. Para realizarlo, se debe adquirir una imagen de deriva ("Drift Image"), es decir, dos imágenes de fondo (*DF*) que se sustraen la una de la otra, de forma que en la imagen resultante se pueden evaluar las pérdidas que han sufrido cada uno de los píxeles que forman la imagen. La deriva de cada uno de los píxeles se compara con la media de la correspondiente a los píxeles vecinos, si la diferencia es mayor que un valor umbral, se etiqueta al píxel correspondiente como defectuoso. El sistema asigna a estos píxeles defectuosos el valor promedio de los píxeles vecinos. El número de píxeles defectuosos no debe ser mayor que 40000, típicamente los píxeles defectuosos no sobrepasan los pocos miles.

3.6. Calibración específica del modo CONE BEAM CT (CBCT)

La calibración de los modos de adquisición CBCT se requiere siempre que se configure un nuevo protocolo CBCT o cuando alguno de los protocolos existentes presente algún parámetro fuera de tolerancia, evaluado en las pruebas de control de calidad y sea necesario un ajuste del sistema. La calibración debe realizarse de forma independiente para los distintos protocolos de adquisición, y se compone de los siguientes subprocesos.

3.6.1. Calibración geométrica

La calibración geométrica estima la posición del isocentro del sistema de kV, que será utilizado como isocentro de la adquisición del CBCT. Para realizar la calibración geométrica es preciso usar un maniquí de geometría conocida (en este caso un maniquí cilíndrico con 5 agujas insertadas en su interior). Se adquieren una serie de imágenes del maniquí para distintos ángulos de brazo y se comparan estas proyecciones con las proyecciones teóricas esperadas. Las diferencias encontradas entre ambos conjuntos de imágenes, que el sistema utiliza para corregir las proyecciones adquiridas en la adquisición CBCT, se atribuyen a cambios en la posición del tubo de RX o del detector. En la figura 23 se muestra el maniquí de 5 agujas utilizado para la calibración geométrica

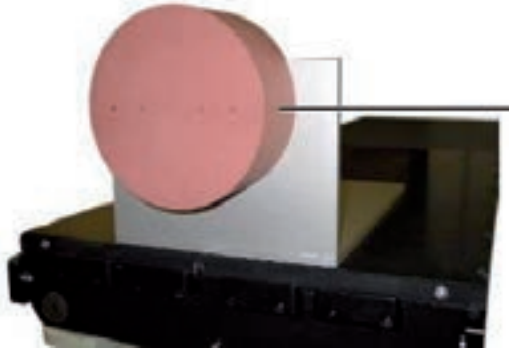


Figura 23. Maniqué de material plástico con 5 agujas metálicas colocadas en posiciones conocidas. Se utiliza en la calibración del equipo VARIAN CBCT. Cortesía de ICO-SFMPR.

3.6.2. Calibración del sistema de imagen

La adquisición CBCT utiliza un modo de lectura especial llamado “*Dual Gain*” para mejorar el rango dinámico del panel detector para CBCT. En este modo, cada proyección se lee dos veces; una vez cuando la electrónica se selecciona en modo alta sensibilidad y otra cuando la electrónica se selecciona en modo baja sensibilidad. En la imagen de alta sensibilidad, muchos píxeles pueden saturarse, pero los detalles en las regiones de la imagen que han sufrido una gran atenuación se ven claramente. En la imagen de baja sensibilidad, ninguno de los píxeles se satura, pero las regiones de la imagen con una atenuación alta se ven con menos detalle. De esta forma, se seleccionan los mejores píxeles de ambas imágenes, obtenemos la proyección CBCT con un rango dinámico ampliado. La calibración del sistema de imagen es muy parecido al correspondiente en el caso 2D: es precisa una imagen de fondo y una imagen de uniformidad. Además, también se adquiere un mapa de píxeles defectuosos que son reemplazados por la media de sus vecinos.

3.6.3. Calibración en aire

Esta calibración en aire, que debe realizarse para todos los modos de trabajo, con y sin presencia de filtro (“*Full fan*” y “*Half fan*”), reduce los posibles artefactos de anillo de las imágenes reconstruidas. El sistema ajusta y corrige las ganancias del detector para trabajar en los modos CBCT. Se realiza sin ningún elemento interpuesto entre la salida del haz y el detector (a excepción del filtro “*Full fan*” y “*Half fan*”). El fabricante recomienda llevar a cabo este proceso de

forma rutinaria y preventiva cada 6 meses para mantener una alta calidad de imagen en los modos CBCT.

3.6.4. Calibración de unidades Hounsfield

La calibración tiene como objetivo determinar los números CT o Hounsfield de los píxeles de las imágenes reconstruidas. Para la calibración se utiliza uno de los módulos del maniquí "Catphan" con un conjunto de insertos de distintas densidades que cubre el rango normal de trabajo. Se determinan los números CT o Hounsfield de estos insertos y se construye una recta de regresión (Figura 24) de los valores CT medidos respecto de los teóricos; esta recta se registra en el sistema y servirá para corregir los números CT de las imágenes. El proceso se ha de hacer para todos los protocolos de trabajo y con los dos filtros disponibles "Full fan" y "Half fan".

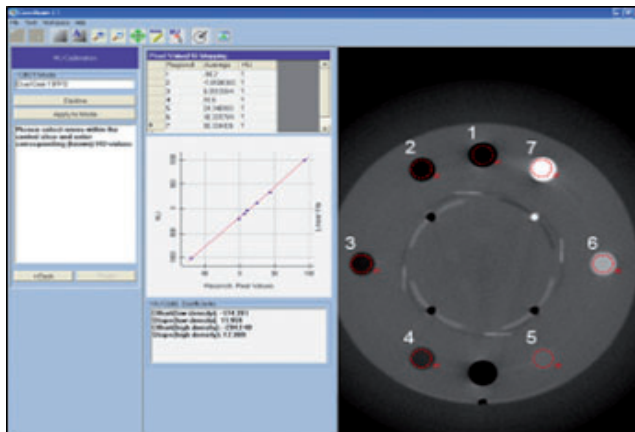


Figura 24. Software de calibración de las unidades Hounsfield o números TC. Datos de ICO-SFMPR.

3.6.5. Calibración de normalización

Se trata de evaluar la dispersión y el endurecimiento del haz, que pueden causar artefactos de "efecto de copa" en las imágenes reconstruidas. Debe realizarse para todos los modos de trabajo y los dos filtros disponibles. Se utilizan los maniquíes de la figura 25 que son maniquíes uniformes de polietileno de 25 cm de diámetro y de poliuretano de 40 cm de diámetro, para adquisiciones

"Full fan" y "Half fan", respectivamente. El sistema compara la transmisión medida por el detector con la teórica de los materiales de los maniqués, Los resultados obtenidos, los utiliza el sistema en las adquisiciones CBCT. El fabricante recomienda llevar a cabo este proceso de forma rutinaria y preventiva cada 6 meses para mantener una alta calidad de imagen en los modos CBCT.

3.6.6. Corrección por endurecimiento del haz

Esta corrección se efectúa para tener en cuenta el endurecimiento del haz y por consiguiente al aumento de la energía efectiva del haz de RX a medida que es atenuado en su recorrido. Esto provoca inconsistencias en el proceso de reconstrucción que asume una energía constante para el haz de RX. Esta corrección reduce la aparición de bandas entre estructuras de hueso y reduce los artefactos de "efecto de copa" en las imágenes reconstruidas. Esta corrección se realiza con los mismos maniqués empleados en la calibración de normalización.



Figura 25. Maniqué de material homogéneo de dos diámetros diferentes, utilizados en la calibración de la normalización del sistema OBI CBCT de VARIAN. Cortesía de ICO-SFMPR

4. Referencias y bibliografía

- [1] BISSONNETTE J, BALTER PA, DONG L, LANGEN KM, LOVELOCK DM, MIFTEN M, *et al.* Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys* 2012; 39(4): 1946-1963.

- [2] ELEKTA documento num. 4513 370 1943 04. iViewGT - Corrective Maintenance Manual.
- [3] ELEKTA documento num. 4513 370 1943 04. iViewGT - Installation Manual.
- [4] ELEKTA documento num. 4513 370 2005 02. Digital Accelerator - Corrective Maintenance Manual. Vols. 1, 2, 3.
- [5] ELEKTA documento num. 4513 370 2102 01. Digital Accelerator - Corrective Maintenance Manual. MLCi Radiation Head.
- [6] ELEKTA documento num. 4513 370 2140 03. ELEKTA Synergy - Corrective Maintenance Manual for XVI.
- [7] ELEKTA documento num. 4513 370 2140 03. ELEKTA Synergy - Installation Manual for XVI.
- [8] ELEKTA documento num. 4513 370 2208 01. Manual del usuario clínico de XVI R3.5. Versión general.
- [9] PETIT, S.F., WOUTER J.C. VAN ELMPT, NIJSTEN, J.J.G., LAMBIN P., DEKKER, A.L.A. Calibration of megavoltage cone-beam CT for radiotherapy dose calculations: Correction of cupping artifacts and conversion of CT numbers to electron density. *Med Phys* 2008; 35(3): 849-865.
- [10] POULIOT J, BANI-HASHEMI A, CHEN J et al. Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61:552-560.
- [11] VARIAN documento ID: B501671R01D. TrueBeam Technical Reference Guide. Volume 2: Imaging. Octubre 2011.
- [12] VARIAN documento ID: B502203D. On Board Imager (OBI) Maintenance Manual. Advanced Imaging. Abril 2012.
- [13] VARIAN Medical Systems. On Board Imager (OBI). Reference Guide. 2007.

Capítulo 13: Significado de términos y siglas

Significado de términos y siglas

AMFPI	Matriz activa y panel plano (<i>"Active Matrix Flat Panel Imager"</i>).
CBCT	Tomografía computarizada con haz cónico (<i>"Cone Beam Computed Tomography"</i>).
CCD	Dispositivo de carga acoplada (<i>"Charge Couple Device"</i>).
CNR	Razón (relación) contraste ruido (<i>"Contrast to Noise Ratio"</i>) Razón entre la diferencia de amplitudes de una señal y el fondo, respecto del ruido.
Contorneo	Acción de trazar contornos sobre las imágenes de referencia en un TC para cuantificar la dosis absorbida en los volúmenes delimitados por dichos contornos.
CS	Factor de escala de contraste (<i>"Contrast scale"</i>). Variación del coeficiente de atenuación lineal por unidad de número CT (Número Hounsfield, HU).
CTDI	Índice de dosis de tomografía computarizada (<i>"Computed Tomography Dose Index"</i>).
CTV	Volumen blanco clínico (<i>"Clinical Target Volume" ICRU 62</i>).
DQE	Eficiencia de detección cuántica (<i>"Detective Quantum Efficiency"</i>) En un sistema de imagen, la capacidad del equipo para preservar a la salida, la razón señal-ruido que hay a la entrada.
DRR	Imagen reconstruida digitalmente (<i>"Digitally reconstructed radiograph"</i>).
EPID	Dispositivo electrónico de imagen portal (<i>"Electronic portal imaging device"</i>).
ERI	Estado de referencia inicial obtenido en las pruebas de aceptación de un equipo y que será la referencia en los controles de calidad sucesivos.

FOV	Campo de visión (<i>"Field of view"</i>). Área de imagen que se muestra en el dispositivo de visualización empleado.
Fusión de imágenes	(<i>"Image fusion"</i>) Representación en el mismo sistema de referencia de dos o más imágenes registradas previamente.
Gating	En este contexto: grupo de técnicas o métodos de tratamiento que se basan en la sincronización de la emisión de radiación con el movimiento de los órganos del paciente.
IGRT	Radioterapia guiada por la imagen (<i>"Imaging guided Radiotherapy"</i>).
IGRT 4D	4D Radioterapia guiada por la imagen, teniendo en cuenta los cambios temporales producidos por el movimiento de los órganos internos.
IM	Margen interno (<i>"Internal margin"</i> ; ICRU 62).
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada (<i>"Intensity-Modulated Radiation Therapy"</i>). Técnica de tratamiento que utiliza haces de radiación de fluencia modulada.
INFORMACIÓN MUTUA algoritmo de..	Sistema de registro de imágenes que utiliza la información aportada por una variable sobre otra. La magnitud que la representa mide la reducción de la incertidumbre (entropía) de una variable debido al conocimiento de otra .
ITV	Volumen blanco interno (<i>"Internal target volume"</i> ; ICRU 62).
kVCBCT	Tomografía computarizada con haz de kilovoltaje cónico (<i>"Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography"</i>).
MIP	En análisis de imagen: proyección de máxima intensidad (<i>"Maximum Intensity Projection"</i>).
MLC	Colimador multilámina (<i>Multileaf collimator</i>).
MSAD	(<i>"Multiple Scan Average Dose"</i>) Dosis absorbida promedio en barrido múltiple, determinada en un punto del maniquí mientras se realiza la exploración del maniquí completo.
MTF	Función de transferencia de modulación (<i>"Modulation transfer function"</i>). Describe la respuesta en frecuencias espaciales de un sistema de imagen.
MVCBCT	Tomografía computarizada con haz de megavoltaje cónico. (<i>"Megavoltage Cone Beam Computed Tomography"</i>).

NNPS	Espectro de potencia de ruido normalizado (" <i>Normalized Noise Power Spectrum</i> "). Es el espectro de potencia del ruido dividido por el cuadrado del kerma en aire.
NPS	Espectro de potencia de ruido o espectro de Wiener (" <i>Noise Power Spectrum</i> "). En una imagen, describe la fluctuación del ruido en función de la frecuencia espacial.
NYQUIST Criterio de ...	Teorema que establece el muestreo mínimo (píxeles/cm) necesario para explorar una imagen. La frecuencia de muestreo mínima debe ser mayor que el doble de la frecuencia máxima.
PET	Tomografía por emisión de positrones.
Pitch	Cociente entre el desplazamiento de la mesa, en una rotación del brazo (" <i>gantry</i> "), y el tamaño de la abertura del campo. También se denomina " <i>pitch</i> " a la rotación del paciente respecto de un eje lateral de dirección derecha-izquierda.
Píxel	Acrónimo del inglés " <i>picture element</i> ", es el elemento más pequeño de una imagen digital. Se caracteriza por su posición (nº de fila y de columna en la matriz de imagen) y por su profundidad.
Protocolo	En este contexto, procedimiento para el análisis de las incertidumbres y errores en los tratamientos de radioterapia producidos por las variaciones anatómicas entre y durante las fracciones de dicho tratamiento.
Protocolo COVER	Protocolo con verificación de la corrección (" <i>CO</i> rrection <i>VER</i> ification").
Protocolo NAL	Protocolo sin nivel de acción (" <i>No Action Level</i> "). Se realiza una única corrección OFFLINE .
Protocolo eNAL	Extensión del protocolo NAL.
Protocolo OFFLINE	Aquel en el que se toma la decisión de corregir la posición del paciente a posteriori, tras adquisiciones realizadas en sesiones anteriores a la que se ejecuta la corrección.
Protocolo ONLINE	Aquel en el que se toma la decisión de corregir la posición del paciente en la propia sesión de tratamiento en la que se ha realizado verificación de ésta.

Protocolo SAL	Protocolo con disminución del nivel de acción (<i>"Shrinking Action Level"</i>)
PRV	Volumen de planificación del órgano de riesgo. (<i>"Planning organ at risk volume"</i> , ICRU 62).
PTV	Volumen blanco de planificación (<i>"Planning Target Volume"</i>).
Radioterapia adaptativa	Tratamiento radioterápico en el que el plan de irradiación se va modificando a lo largo de las sesiones, en función de los cambios anatómicos y evolución clínica del paciente. (<i>"Adaptive radiation therapy"</i>)
Registro de imágenes	(<i>"Image registration"</i>) Alineación geométrica de dos o más imágenes del mismo objeto, tomadas en tiempos diferentes, que permite ponerlas en concordancia. Existen dos tipos de registros: registro rígido , obtenido mediante transformaciones lineales (traslación, rotación y puesta en escala) y registro deformable o flexible en que se utilizan transformaciones elásticas para corregir deformaciones que los métodos rígidos no pueden corregir.
RMTF	Función de transferencia de modulación relativa (<i>"Rate Modulation Transfer Function"</i>).
ROI	Región de interés (<i>"Region Of Interest"</i>). Zona que puede seleccionarse en una imagen utilizando las herramientas de la interfaz de usuario, que presenta un interés especial por alguna causa concreta.
Roll	En este contexto rotación del paciente respecto del eje cráneo caudal.
SBRT	Radioterapia estereotáctica corporal (<i>"Stereotactic Body Radiation Therapy"</i>).
Senograma	En una exploración tomográfica, representación gráfica de un fichero de datos que contiene información de cada proyección.
SNR	Razón (relación) señal ruido (<i>"Signal to Noise Ratio"</i>) Razón entre la amplitud de una señal y el ruido de la misma.
SRS/SRT	Radiocirugía estereotáctica, radioterapia estereotáctica (<i>"stereotactic radiation therapy, steretotactic radiosurgery"</i>)
TC	Tomografía computarizada.

TFT	Transistor de película fina (<i>"Thin Film Transistor"</i>).
Tomoterapia	Técnica de tratamiento basada en los principios de la tomografía helicoidal utilizada en diagnóstico por imágenes donde se sustituye el tubo de RX por un acelerador lineal de alta energía.
TPS	Sistema computarizado de planificación de tratamientos (<i>"Treatment Planning System"</i>).
Tracking	En este contexto: grupo de técnicas o métodos de irradiación, en las que la posición del haz de radiación se ajusta a la posición temporal del PTV durante el tratamiento.
UM	Unidad monitora.
US	Ultrasonidos.
VMAT	Arco terapia modulada volumétrica (<i>"Volumetric Modulated Arc Therapy"</i>).
VMP	Valor medio de píxel.
Vóxel	Elemento de volumen.
XVI	Imagen volumétrica de RX (<i>"X-ray Volume Imaging"</i>).
Yaw	En este contexto, rotación del paciente respecto del eje antero-posterior.

