

Puesta en marcha de un sistema de radioterapia guiada por la imagen (IGRT)



Isabel Ortega Martín

Trabajo de Fin de Máster

Tutor: Dr. José Carlos Antoranz Callejo

Máster en Física Médica

Universidad Nacional de Educación a Distancia



Índice de figuras	v
Índice de tablas	viii
Índice de gráficas	ix
Glosario de acrónimos	x
Resumen	xii
Summary	xiii
1 Introducción	1
1.1. Definición, evolución y objetivos de la Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT).	2
1.2. Principales aspectos en IGRT.	9
1.2.1. Definición y clasificación de errores en tratamientos de Radioterapia.	9
1.2.2. Modelo Descriptivo de Incertidumbres en Radioterapia.	12
1.2.3. Efecto de las incertidumbres geométricas en la Dosis.	14
1.2.4. Métodos de Corrección de errores geométricos.	16
1.2.4.1. Errores de Contorneo.	16
1.2.4.1.1. Delimitación de Volúmenes: Conceptos Generales.	16
1.2.4.1.2. Valoración de márgenes.	17
1.2.4.1.3. Movimiento Respiratorio.	19
1.2.4.1.4. Márgenes en órganos de riesgo.	19
1.2.5. Errores de posicionamiento: Protocolos de trabajo en IGRT.	21
1.2.5.1. Protocolo On-line.	21
1.2.5.2. Protocolo Off-line.	21
1.3. Dosis en tomografía computarizada con haz cónico (CBCT).	25
1.3.1. Medida de la dosis en CBCT: revisión de índices de dosis.	26
1.4. Calidad de Imagen.	30
1.4.1. Resolución espacial.	30
1.4.2. Resolución a bajo contraste.	30
1.4.3. Uniformidad.	31
1.4.4. Linealidad espacial	31
1.4.5. Unidades de Hounsfield (UH)	31
2 Objetivos	32
3 Materiales y Métodos	34
3.1. Sistema IGRT de VARIAN.	35



3.1.1. Descripción del sistema de imagen portal de MegaVoltaje (MV).	35
3.1.2. Descripción del sistema de imagen OBI.	36
3.1.3. Técnicas de guiado.	37
3.2. Control de calidad del sistema de imagen OBI.	41
3.2.1. Seguridad y Funcionalidad.	41
3.2.2. Geometría.	43
3.2.2.1. Alineación de los isocentros.	43
3.2.2.2. Matching 2D y 3D.	44
3.2.2.3. Posicionamiento del sistema de imagen.	46
3.2.3. Calidad de Imagen	46
3.2.3.1. Calidad de Imagen 2D.	46
3.2.3.2. Calidad de imagen en CBCT.	47
3.3. Calibración del sistema de imagen OBI.	52
3.3.1. Calibración mecánica.	52
3.3.2. La calibración del sistema de imagen.	53
3.3.2.1. Calibración "Flood Field" (FF).	53
3.3.2.2. Corrección del mapa de píxeles.	53
3.3.3. Calibraciones específicas del modo CBCT.	54
3.3.3.1. Calibración geométrica.	54
3.3.3.2. Calibración del sistema de imagen.	55
3.4. Dosis en CBCT.	57
4 Resultados	60
4.1. Protocolo General propuesto para la puesta en marcha de un sistema de IGRT.	61
4.2. Descripción del Protocolo de Control de Calidad del sistema de imagen OBI de Varian.	61
4.3. Geometría.	74
4.3.1. Posición del isocentro del sistema de imagen: variación temporal.	74
4.3.2. Matching 2D-2D y matching 3D-3D.	76
4.4. Calidad de imagen: Estado de referencia.	78
4.5. Dosis en CBCT.	79
5 Discusión	80
5.1. Geometría.	81
5.2. Calidad de Imagen.	82



5.3. Dosis en CBCT.	82
6 Aplicaciones a la Práctica Clínica	83
6.1. Establecimiento del Flujo de Trabajo en IGRT.	84
6.2. Responsabilidades del Personal respecto a IGRT.	88
6.3. Análisis de márgenes de tratamiento en IMRT de próstata.	89
7 Conclusiones	92
8 Bibliografía	94



Índice de figuras

Figura 1.a) La primera imagen con RX fue una mano de Bertha Roentgen, cortesía de la Biblioteca Nacional de Medicina. b) George Sekoto. “The first attempts to treat cancer with beams” (1907).	2
Figura 2. Tratamiento de Radioterapia Convencional 2D (Hoskin & Alonzi, 2016).	3
Figura 3. Imagen de doble exposición obtenida con rayos X y con el campo de tratamiento con el acelerador médico de Stanford en 1958.....	3
Figura 4. Portachasis y chasis con película radiográfica para la adquisición de imágenes portales.....	4
Figura 5. Esquema de funcionamiento de un EPID basado en cámara. Sistema EPID “iView” de Elekta montado sobre el acelerador. (Antonuk, 2002).....	5
Figura 6. Sistema de rayos X-kV a 90 grados de la unidad de Co-60 sobre estructura anular. Netherlands Cancer Institute, Amsterdam (1961).....	6
Figura 7. Planificación de un tratamiento de radioterapia conformada 3D.	7
Figura 8. Comparación 3D-CRT, IMRT y VMAT (Studenski, y otros, 2013).....	7
Figura 9. (a) Sistema OBI de Varian. (b) Synergy de Elekta. (c) ARTISTE de Siemens.	8
Figura 10. Flujo del procedimiento radioterápico.....	9
Figura 11. Marcas de alineación en máscara, piel e imágenes de TC.	10
Figura 12. Sistema de Imagen OBI de Varian Medical Systems, ExacTrac de Brainlab y sistema de inmovilización para facilitar el posicionamiento del paciente en la sala de tratamiento.....	11
Figura 13. Efectos de los errores aleatorios sobre la distribución de dosis.....	14
Figura 14. Efecto interplay del MLC y el movimiento de un órgano. Las láminas se mueven de izquierda a derecha durante la impartición del tratamiento, y las estrellas representan dos puntos de un órgano en distintas fases del movimiento. Dependiendo de la fase de movimiento, dicho punto recibirá distintos valores de dosis. (Bortfeld, Jiang, & Rietzel, 2004)	14
Figura 15. Efectos de los efectos sistemáticos sobre la distribución de dosis.....	15
Figura 16. Evolución en la definición de volúmenes: ICRU 29(1978), ICRU 50(1993), ICRU 62(1999).....	16
Figura 17. Representación esquemática de los diferentes volúmenes (GTV, CTV, ITV, PTV).....	17
Figura 18. Flujo de trabajo del Protocolo SAL.	22
Figura 19. Flujo de trabajo Protocolo NAL	23
Figura 20: Flujo de trabajo Protocolo NAL+COVER	24



Figura 21. Tomografía de haz estrecho y de haz cónico (MacDonald-Jankowski & Orpe, 2006)..... 25

Figura 22. Maniquí cilíndrico de PMMA de QUART. Cámara de ionización tipo lápiz de PTW y electrómetro RadCal para la medida del CTDI. 26

Figura 23. Geometría del maniquí cilíndrico de PMMA (Haba & Koyama, 2013)..... 27

Figura 24. a) Cámara de ionización RadCal "tipo Farmer" de 0.6 cm³. b) Maniquí cilíndrico de 50 cm de longitud con alojamiento en el eje central para la cámara Farmer. 29

Figura 25. A: Gantry; B: Detector kV; C: Detector MV; D: Fuente de kV; E,F: controladores electrónicos (Varian Medical Systems, 2009)..... 35

Figura 26. Vista de los brazos robotizados del sistema OBI desde Gantry 0° (IEC 61217). G: Gantry; A: Fuente de RX; B, C, D, E, F: articulaciones del brazo; H: detector de kV (Varian Medical Systems, 2009). 36

Figura 27. AxB: área sensible; C: Detector; D: Electrónica; E. Blindaje de aluminio (Varian Medical Systems, 2009). 37

Figura 28. a) A: Filtro Full-Fun. B: Filtro Half Fan. b) Montaje del Filtro sobre el brazo de la fuente de kV (A: bloqueo; B: pestillo; C. muesca; E: topes; F: piloto luminoso) (Varian Medical Systems, 2009)..... 37

Figura 29: Modo CBCT-Cabeza (Full Fan Scan) (Varian Medical Systems, 2010)..... 40

Figura 30: Modo CBCT-Cuerpo (Half Fan Scan) (Varian Medical Systems, 2010). 40

Figura 31. 1.Detector de Colisión del brazo robotizado. 2. Carcasa anticolidión del detector de imagen de kV. (Varian Medical Systems, 2010) 42

Figura 32: a) Luces y alarmas acústicas. b) Interruptor de puerta. c) Interruptor de emergencia..... 42

Figura 33: Maniquí de verificación del isocentro **"Isocentre Cube Assy"**. (Varian Medical Systems, 2010)..... 43

Figura 34: Alineación del maniquí de verificación de isocentro con los láseres externos. 43

Figura 35: Verificación de la alineación del isocentro de radiación y el del sistema de imagen. 44

Figura 36. Maniquí TOR 18FG para control de calidad de imagen 2D.Recuperado de <https://www.ugap.fr> 46

Figura 37. Maniquí Catphan y esquema de los módulos que lo componen. (The Phantom Laboratory, 2013) 47

Figura 38. Módulo CTP528 para resolución de alto contraste. (The Phantom Laboratory, 2013) 48

Figura 39. Módulo CTP515 de resolución a bajo contraste. (The Phantom Laboratory, 2013)..... 49



Figura 40. Módulo CTP486 para la uniformidad. (The Phantom Laboratory, 2013).....	50
Figura 41. Módulo CTP404 para la linealidad espacial. (The Phantom Laboratory, 2013)	50
Figura 42. Módulo CTP4040 para la verificación de los números CT. (The Phantom Laboratory, 2013)	51
Figura 43. Calibración FF. De izquierda a derecha: DF, FF e imagen calibrada. (Varian Medical Systems, 2010).....	53
Figura 44. 1) Maniquí de calibración geométrica. 2) Marcas de alineación con láseres. 3) Soporte del maniquí. (Varian Medical Systems, 2010)	54
Figura 45. Maniquí Catphan y sección del maniquí con materiales de distinta densidad. (The Phantom Laboratory, 2013)	55
Figura 46. (a) Corte axial de la imagen de TC de un cilindro homogéneo sin endurecimiento de haz donde la línea amarilla representa el perfil central. (b) mismo corte no homogéneo debido al endurecimiento del haz (efecto cupping). (c) corte axial de la imagen de TC de cráneo sin endurecimiento del haz. (d) mismo corte con el artefacto de banda oscura que señala la flecha roja debido al endurecimiento del haz. Recuperado de http://www.needgoo.com	55
Figura 47. Maniquíes de uniformidad de cabeza (25 cm) y de cuerpo (40 cm) (Varian Medical Systems, 2010).....	56
Figura 48. Maniquí de medida de dosis CBCT, cámara lápiz y electrómetro.....	58
Figura 49. Dispositivo experimental para la medida de dosis del CBCT.	58



Índice de tablas

Tabla 1. Algoritmos de márgenes de seguridad.....	20
Tabla 2. Desplazamientos del sistema de imagen de Megavoltaje.	35
Tabla 3. Desplazamientos del sistema de imagen de kilovoltaje.....	36
Tabla 4: Técnicas de adquisición de los modos de CBCT de cabeza y pelvis	47
Tabla 5. Técnicas de adquisición de los modos CBCT.....	58
Tabla 6. Esquema de trabajo para la puesta en marcha del sistema de IGRT.. ..	59
Tabla 7. Pruebas del Control de Calidad del OBI.....	62
Tabla 8. Matching 2D-2D.....	76
Tabla 9. Matching 3D-3D.....	77
Tabla 10. Valores de referencia para el Control de Calidad de Imagen.....	78
Tabla 11. Desplazamientos medios por paciente.....	90



Índice de gráficas

Gráfica 1. Evolución temporal de la posición del isocentro del OBI	74
Gráfica 2. Evolución temporal del desplazamiento del isocentro del sistema de imagen de MV.....	75
Gráfica 3. Dependencia angular de la posición del isocentro de los sistemas de imagen con el ángulo del gantry	75
Gráfica 4. Precisión del registro 2D-2D.	76
Gráfica 5. Precisión en el registro de imagen 3D.	77



Glosario de acrónimos

3D-CRT	Radioterapia conformada 3D.
AAPM	American Association of Physicists in Medicine.
CBCT	Cone Beam Computed Tomography. Tomografía computarizada con haz cónico.
CBCTDI _w	CTDI promedio en un corte para CBCT.
CT	Tomografía computarizada.
CTDI	Índice de tomografía computarizada,
CTDI ₁₀₀	CTDI en un intervalo de 10 cm en torno a la posición del plano de corte. (CTDI _{10cm}).
CTDI _{10cm}	CTDI determinado en un intervalo de 10 cm en torno a la posición del plano de corte. (CTDI ₁₀₀)
CTDI _{vol}	CTDI promedio en el volumen considerado.
CTDI _w	CTDI promedio en un corte.
CTV	Clinical Target Volume. Volumen blanco clínico.
DF	Dark Field. Imagen de fondo obtenida como promedio de imágenes consecutivas sin irradiación.
DLP	Producto dosis longitud
DPH	Histograma de probabilidad de dosis.
DRR	Digital Radiography Reconstructor. Imágenes de referencia proporcionadas por el sistema de planificación.
DVH	Histograma dosis-volumen.
EPID	Dispositivo electrónico de imagen portal.
FF	Flood Field. Imagen homogénea obtenida como promedio de imágenes consecutivas, con un campo grande y sin ningún objeto.
FOV	Campo de visión. Diámetro máximo de la imagen reconstruida.
GTV	Gross Tumor Volume. Volumen de tumor macroscópico.
IAEA	Agencia Internacional de la Energía Atómica.
ICRU	Comisión internacional de medidas y unidades de la radiación
IGRT	Radioterapia guiada por la imagen.
IM	Internal Margin. Margen interno aplicado al CTV.
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada.
ITV	Internal Target Volume. Volumen blanco interno.
LINAC	Linear Accelerator. Acelerador lineal de electrones.
M	Margen de seguridad para construir el PTV.
MLC	Sistema de colimación multilamina del acelerador lineal.
MSAD	Dosis promedio en cortes múltiples de TC.
NAL	No-Action-Level. Protocolo Off-line de IGRT.
NTCP	Probabilidad de complicación en tejido sano.
OAR	Organ at Risk. Órgano de riesgo.
OBI	On Board Imager System. Sistema de Imagen de kilovoltaje de Varian Medical Systems.
PRV	Planning Organ at Risk Volume. Volumen de planificación para el órgano

	de riesgo.
PTV	Planning Target Volume. Volumen blanco de planificación.
ROI	Región de interés.
SAL	Shrinking-Action-Level. Protocolo Off-line de IGRT.
SBRT	Radioterapia esterotáxica extracraneal.
SEFM	Sociedad Española de Física Médica.
SEPR	Sociedad Española de Protección Radiológica.
SERAM	Sociedad Española de Radiología Médica.
SM	Setup Margin. Margen de configuración aplicado al CTV.
TCP	Probabilidad de control tumoral.
UH	Unidades de Hounsfield
VMAT	Radioterapia volumétrica con modulación de la intensidad.

Resumen

La radioterapia guiada por la imagen (IGRT), supone un avance en la precisión de la impartición del tratamiento radioterápico, lo que permite aumentar la dosis administrada de una manera segura y eficaz. Es evidente el impacto clínico de esta modalidad de tratamiento, pero su incorporación en un servicio de radioterapia conlleva unos cambios considerables en su organización, aparecen nuevas responsabilidades y roles, requiriendo un gran esfuerzo por parte de todo el personal implicado.

En este documento se describen los principales aspectos del proceso de puesta en marcha de un sistema de IGRT, tales como, pruebas de aceptación del sistema, establecimiento de los estados de referencia de los equipos y elaboración de un protocolo de control de calidad. El análisis de los datos obtenidos en los controles de calidad periódicos permitirá introducir mejoras en el funcionamiento del servicio, como por el ejemplo, optimizar el flujo de trabajo en los aceleradores lineales, o incluso, reevaluar parámetros tales como los márgenes de seguridad de los volúmenes de tratamiento.

Summary

Image-guided radiation therapy (IGRT) is an advance in the accuracy of the delivery of radiotherapy, which allows to increase the dose administered in a safe and effective manner. The clinical impact of this modality of treatment is evident, but its incorporation into a radiotherapy service entails considerable changes in its organization. New responsibilities and roles appear, requiring a great effort to the staff involved.

This document describes the main aspects of the implementation process of an IGRT system, such as system acceptance tests, establishment of the reference states of the equipment and elaboration of a quality control protocol. The analysis of the data obtained in the periodical quality controls will allow to introduce improvements in the operation of the service, as for example, to optimize the workflow in the linear accelerators, or even to reevaluate parameters such as the safety margins of the treatment volumes.

1

Introducción

1.1. Definición, evolución y objetivos de la Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT).

“La Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) se define como cualquier conjunto de imágenes, adquiridas antes o durante la administración del tratamiento, que permite mejorar o verificar la exactitud de la radioterapia. Abarca toda la gama y modalidades de imagen, desde simples controles visuales de la alineación del campo, a imágenes volumétricas que permiten la visualización directa de volumen objetivo y la anatomía circundante” (NHS, 2012)

En los tratamientos de pacientes oncológicos con radioterapia, la imagen juega un papel determinante, ya que se encuentra presente en cada una de las etapas que constituyen el proceso radioterápico: diagnóstico, simulación, delimitación de volúmenes, cálculo dosimétrico, impartición del tratamiento y seguimiento del paciente. Es por este motivo que la evolución histórica de la radioterapia se encuentra íntimamente ligada al desarrollo tecnológico de los sistemas de adquisición de imagen (Verellen, De Ridder, & Storme, 2008) (Antonuk, 2002)

El uso de la imagen radiológica en medicina se remonta a 1895 cuando Wilhelm Conrad Roentgen descubrió los rayos X (RX) (Asmus, 1995), que fueron utilizados para obtener las primeras imágenes de transmisión 2D de estructuras anatómicas, y que permitieron a los radiólogos deducir la localización de los distintos órganos. Edwin Frost, profesor de Física y Astronomía en Dartmouth College (New Hampshire, Estados Unidos), adquirió las primeras imágenes médicas con RX con fines diagnósticos apenas tres meses después de su descubrimiento (Spiegel, 1995). Al mismo tiempo, Emil Grubbé realizó el primer tratamiento oncológico de cáncer de mama con RX (Grubbé, 1933).

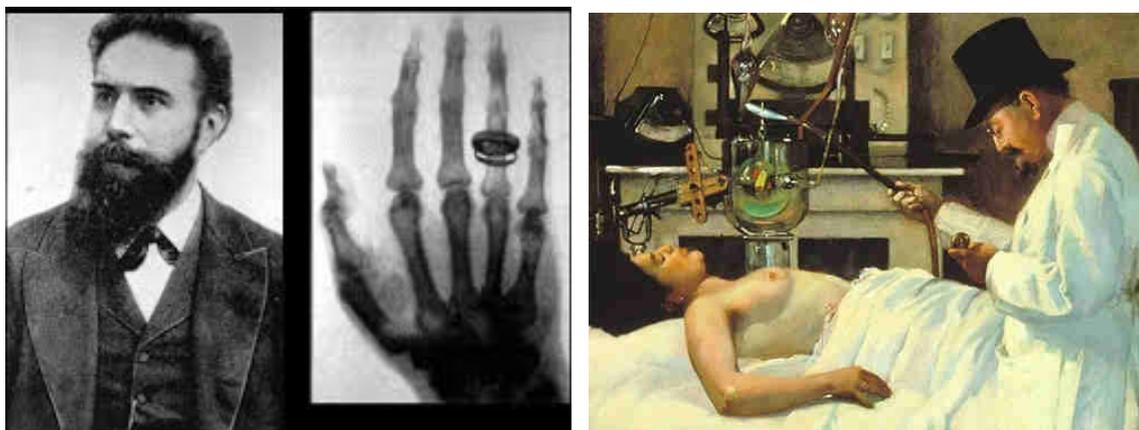


Figura 1.a) La primera imagen con RX fue una mano de Bertha Roentgen, cortesía de la Biblioteca Nacional de Medicina. b) George Sekoto. “The first attempts to treat cancer with beams” (1907).

En 1951 se trató el primer paciente en una unidad de Cobalto-60 en Saskatoon Cancer Center (Canadá) (Watson, Johns, & Burkell, 1954) y poco después, en 1953 se iniciaron tratamientos oncológicos con el primer acelerador lineal de uso clínico en el Hospital de Hammersmith en Londres. Este acelerador, construido por Metropolitan-Vickers (Met-Vic), permitía tratar tumores profundos con energías de fotones de 6MV-20MV, y utilizaba energías de electrones para lesiones superficiales. Un año más tarde, en 1954,

se instaló el primer acelerador de uso clínico de 6MV en EEUU, en el Hospital Universitario de Stanford, California (Bernier, Hall, & Giaccia, 2004).

Fue con la aparición de estas unidades cuando los oncólogos radioterápicos comenzaron a utilizar las imágenes radiográficas para diseñar tratamientos oncológicos de baja conformación, dibujando sobre ellas campos rectangulares que circunscribían la presunta localización tumoral, surgiendo de esta manera la Radioterapia Conformada Convencional (Thariat, Hannoun-Levi, Myint, Vuong, & Gérard, 2013). El término “Radioterapia Convencional” fue acuñado en 1961 por Takahashi para describir aquellas técnicas que permitían confinar las regiones de altas dosis en el interior de un volumen de tratamiento irregular (Takahashi, Kitabatake, & Morita, 1961)

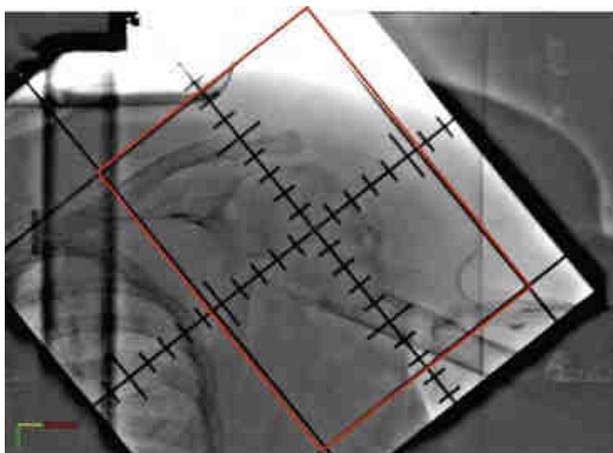


Figura 2. Tratamiento de Radioterapia Convencional 2D (Hoskin & Alonzi, 2016).

Además de su uso para localizar y delimitar los volúmenes de tratamiento, la imagen radiológica también juega un papel esencial en el posicionamiento del paciente en la unidad de tratamiento. La primera referencia de la utilización de la imagen para verificar el posicionamiento de un paciente data de 1942, cuando Nielsen y Jensen (Nielsen & Jensen, 1942) utilizaron una pantalla fluorescente excitada con la radiación terapéutica de salida del paciente para monitorizarlo durante el tratamiento.

La colocación del paciente se ha basado históricamente en la alineación de las marcas en piel con el isocentro de radiación mecánico (Van Dyk, 1999). Este posicionamiento se verificaba con la ayuda de imágenes adquiridas con la misma radiación emitida por la unidad de tratamiento, imágenes portales de rayos x de megavoltaje (rayos X-MV) (Antonuk, 2002)

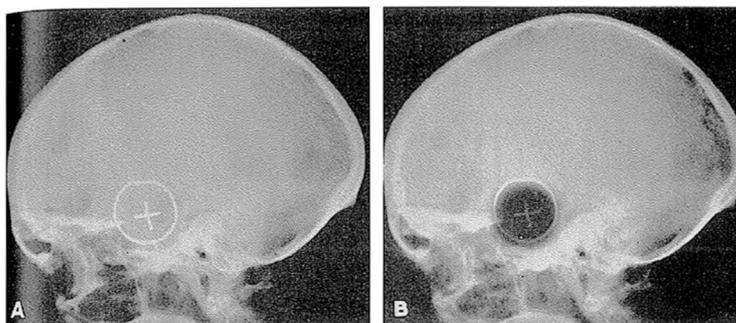


Figura 3. Imagen de doble exposición obtenida con rayos X y con el campo de tratamiento con el acelerador médico de Stanford en 1958

Para adquirir estas imágenes de verificación del posicionamiento del paciente, se utilizaba como sistema de detección una película radiográfica colocada entre dos placas metálicas, generalmente de 1mm de cobre, en el interior de un chasis. El objetivo de las láminas de cobre era reducir la radiación dispersa y aumentar así la calidad de la imagen. El chasis se colocaba en un sistema externo a la unidad de tratamiento, procurando mantener la perpendicularidad con el haz de radiación y permitiendo obtener proyecciones a distintas angulaciones. Las principales limitaciones de este procedimiento se encontraban, entre otras, en la falta de contraste en las imágenes, debido a las altas energías de radiación usadas para adquisición, en la dificultad de posicionamiento del chasis y en el tiempo de revelado de la película radiográfica, durante el cual existía una alta probabilidad de que se moviera el paciente.



Figura 4. Portachasis y chasis con película radiográfica para la adquisición de imágenes portales.

A partir de los años cincuenta se comienza a desarrollar la versión electrónica de estos dispositivos, EPID (Electronic Portal Image Devices) (AAPM, 2001), sistemas ligados a la unidad de tratamiento cuya base de funcionamiento ha sido muy variada, desde la utilización de pantallas fluorescentes con sistemas ópticos hasta el uso de detectores planos de estado sólido en los equipos más modernos. La aparición del EPID soluciona algunos de los inconvenientes que presentaba la película radiográfica como, por ejemplo, su posicionamiento respecto al haz, la posibilidad de obtener imágenes en tiempo real, imágenes digitales cuyas características pueden ser manipuladas con un software adecuado, registro de la imagen, etc. Sin embargo, el hecho de utilizar la radiación procedente de la unidad de tratamiento para la adquisición de la imagen, fotones de alta energía, disminuye considerablemente el contraste de la imagen respecto a las obtenidas para radiodiagnóstico. Si a esto le unimos que las proyecciones se obtienen en 2D, el EPID limita la visualización a estructuras óseas, sin posibilidad de distinguir los tejidos blandos.

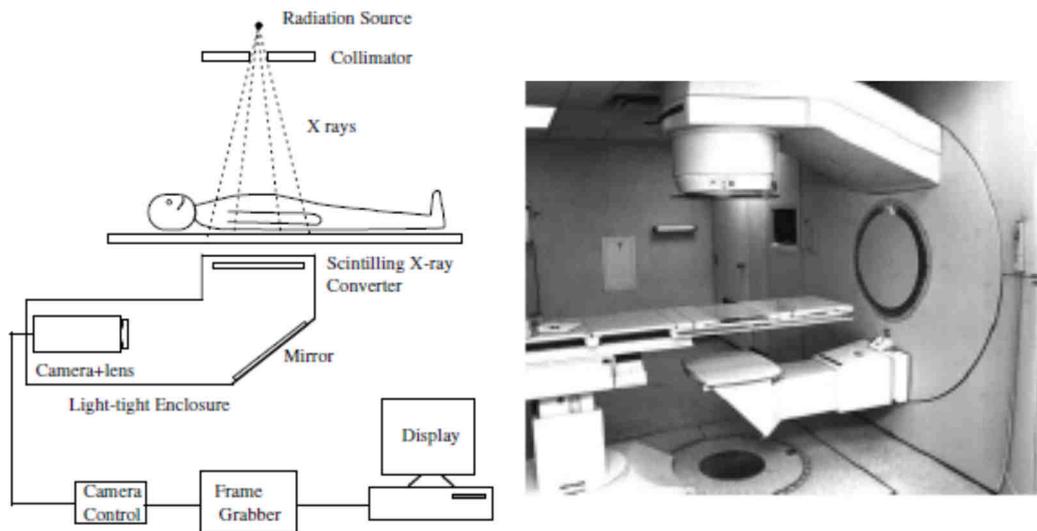


Figura 5. Esquema de funcionamiento de un EPID basado en cámara. Sistema EPID "iView" de Elekta montado sobre el acelerador. (Antonuk, 2002)

Será también en esta década cuando se comiencen a implementar los sistemas de imagen de rayos x de kilovoltaje (rayos X-kV) en el interior de las salas de tratamiento de diversas formas:

- Equipos de rayos X-kV externos a las unidades de Co-60, donde el paciente pasaba de un sistema a otro mediante una mesa de tratamiento móvil (Hospital Universitario Karolinska, Suecia).
- Sistema de rayos X- kV anclado al cabezal de una unidad de Co-60 (Holloway, 1958).
- Tubos de rayos X-kV en línea para una unidad de Co-60 (Johns & Cunningham, 1959) y para un acelerador lineal (Weissbluth & Karzmark, 1959).
- Unidad de Co-60 y sistema de rayos X-kV montados a 90 grados entre sí sobre una estructura anular (Netherlands Cancer Institute, Amsterdam) (véase Fig.6).

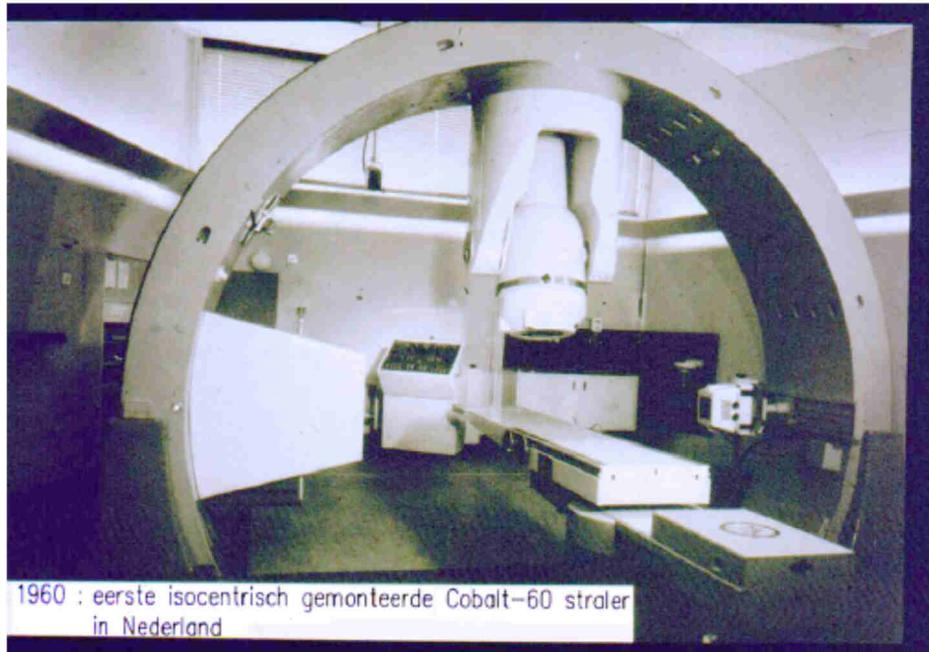


Figura 6. Sistema de rayos X-kV a 90 grados de la unidad de Co-60 sobre estructura anular. Netherlands Cancer Institute, Amsterdam (1961)

En la década de los 70 la imagen médica sufre una importante revolución con la aparición de la Tomografía Computarizada (CT) ya que permite obtener imágenes volumétricas de la anatomía del paciente (Shepp & Kruskal, 1978). Sin embargo, la utilización completa de la información diagnóstica tridimensional de las imágenes digitales en el proceso de planificación y verificación, no fue posible hasta la década de los 80, cuando el desarrollo de sofisticadas herramientas de visualización de imágenes volumétricas (McShan, Silverman, Lanza, Reinstein, & Glicksman, 1979) y de algoritmos de cálculo de dosis en 3D, junto con la evolución tecnológica de los aceleradores lineales de uso médico (Thwaites & Tuohy, 2006), estimularon la puesta en práctica de nuevas técnicas de radioterapia de haces externos (Lichter, Fraass, vandeGeijn, Fredrickson, & Glatstein, 1983). Estos nuevos procedimientos permitían definir con mayor precisión la región de alta dosis de manera que se adaptaba mejor al volumen objetivo, reduciendo por tanto el volumen de tejido sano que recibía una elevada dosis de radiación, apareciendo de este modo la Radioterapia Conformada 3D (3D-CRT) (Webb, 1997).

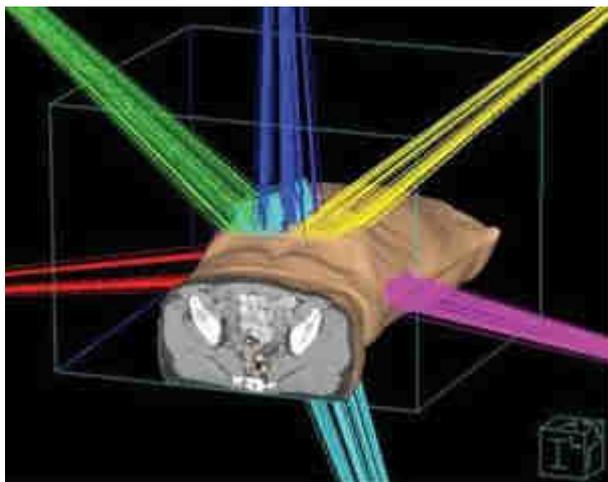


Figura 7. Planificación de un tratamiento de radioterapia conformada 3D.

El espectacular avance tecnológico que se ha producido en las últimas décadas tanto en la imagen digital como en el desarrollo de aceleradores lineales de última generación, ha propiciado la aparición de diversas técnicas de alta precisión tales como la Radiocirugía Intracraneal (SRS) (Leksell, 1983), la Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT) introducida en 1982 por Brahme (Bortfeld T. , 2006), la Radioterapia Volumétrica con Modulación de la Intensidad (VMAT) (Otto, 2008) (Yu & Tang, 2011) o la Radioterapia Esterotóxica Extracraneal (SBRT) (Chang & Timmerman, 2007), que permiten administrar dosis elevadas al volumen objetivo minimizando las dosis recibidas por los tejidos sanos.

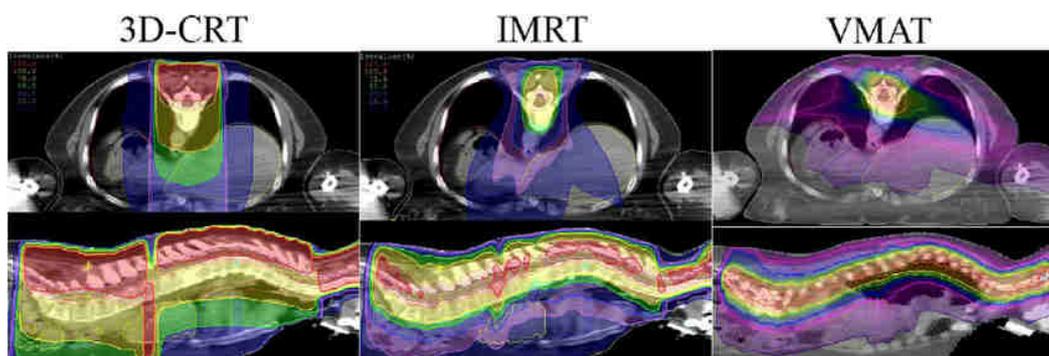


Figura 8. Comparación 3D-CRT, IMRT y VMAT (Studenski, y otros, 2013).

La incorporación a las unidades de tratamiento de sofisticados sistemas de adquisición de imagen, ha hecho posible que estas nuevas técnicas se puedan administrar con la precisión requerida, minimizando los errores de posicionamiento y localizando con exactitud el blanco a irradiar. El desarrollo de las unidades de imagen de megavoltaje y de kilovoltaje, montadas a 90 grados sobre el gantry del acelerador lineal, con capacidad de realizar radiografía y fluoroscopia, evolucionó en un dispositivo capaz de adquirir imágenes tomográficas mediante métodos de Cone Beam. Este método de adquisición fue rápidamente adoptado por las distintas casas comerciales, siendo el acelerador Synergy de Elekta Inc. (Stockholm, Sweden) el primero en incorporar un sistema de IGRT con estas características. Posteriormente, Varian Medical Systems (Palo Alto, CA) desarrolló su sistema de IGRT "On-Board Imager (OBI)" (2003) y finalmente, la solución propuesta por Siemens (Concord, CA) fue el acelerador

“ARTISTE™”(2007), que era un híbrido de las soluciones presentadas por las casas anteriores. (Yin, Wong, & al.)



Figura 9. (a) Sistema OBI de Varian. (b) Synergy de Elekta. (c) ARTISTE de Siemens.

Como podemos ver, el uso de la imagen en los tratamientos radioterápicos no es un concepto nuevo, sin embargo, el desarrollo de estas modernas unidades de tratamiento con sistemas de imagen integrados han puesto de manifiesto la necesidad de administrar las actuales técnicas de tratamiento con ayuda de técnicas de IGRT para garantizar un tratamiento óptimo.

1.2. Principales aspectos en IGRT.

1.2.1. Definición y clasificación de errores en tratamientos de Radioterapia.

Independientemente de la técnica elegida para administrar el tratamiento radioterápico, el objetivo principal de éste es determinar la mejor irradiación posible para el paciente, que permita la máxima probabilidad de control tumoral (TCP) al tiempo que minimice la probabilidad de complicación en tejido sano (NTCP).

La precisión en la administración del tratamiento se ve comprometida por las múltiples incertidumbres que se producen en las distintas etapas del proceso de planificación del tratamiento radioterápico. Por lo tanto, uno de los objetivos primordiales será reducir estas desviaciones, ya que la incertidumbre total del tratamiento será el cómputo de todas ellas.

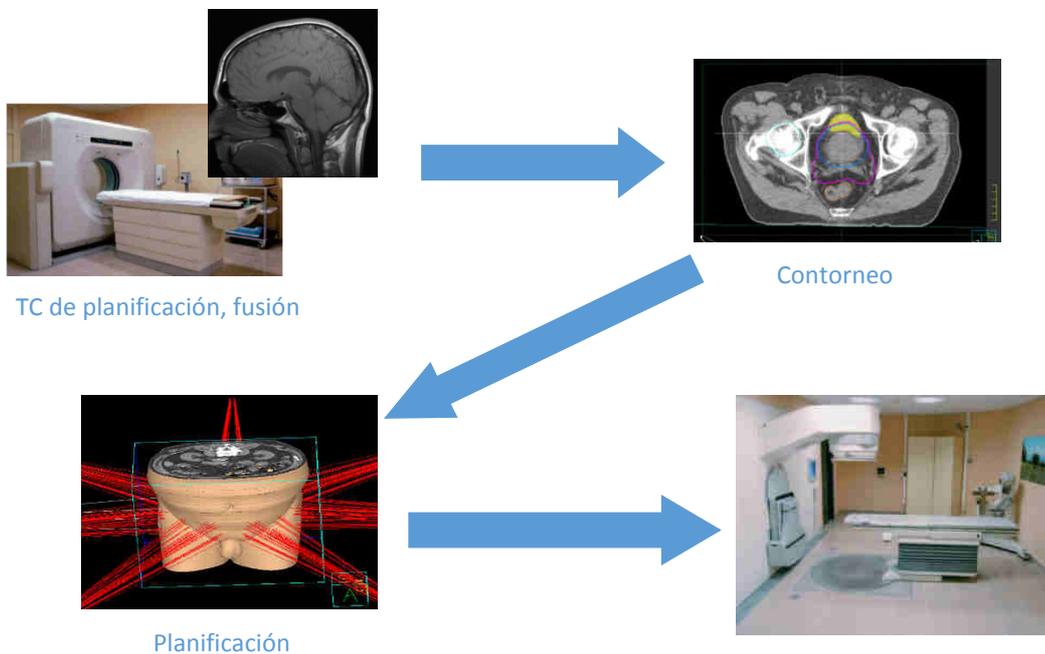


Figura 10. Flujo del procedimiento radioterápico.

Cuando hablamos de incertidumbre o error en el tratamiento, nos referimos a la desviación existente entre el tratamiento planificado y el tratamiento impartido, y es este parámetro el que hay que minimizar.

Los principales tipos de incertidumbres por el que se ve afectado el proceso son:

- **Incertidumbres en la Simulación:** la anatomía del paciente puede presentar cambios desde el momento de la adquisición de imágenes para preparar el tratamiento (Simulación), hasta el día en que se administra. Estos cambios en la forma pueden reducirse tratando en plazos de tiempo razonables para evitar esta variación, sometiendo al paciente a una preparación desde antes de adquirir las imágenes de referencia hasta que termine el tratamiento, o incluso podemos minimizarla utilizando radioterapia adaptativa. También se pueden producir imprecisiones debido a la colocación de los perdigones en piel o en el alineamiento del paciente. Estas imprecisiones darán lugar, para un mismo paciente, a una incertidumbre sistemática que se repetirá en cada una de las sesiones. Por tanto podremos corregir esta incertidumbre aunque, desde el punto de vista poblacional, será de carácter aleatorio; no tiene por qué darse en el resto de pacientes.



Figura 11. Marcas de alineación en máscara, piel e imágenes de TC.

- **Incertidumbres en la delimitación de volúmenes:** el proceso de contorneo de la lesión, se ve afectado por diversas incertidumbres. En primer lugar, el conjunto de imágenes sobre el que se delimita la lesión tiene una resolución limitada, principalmente en las direcciones perpendiculares a los planos de corte, que se ven afectados por un efecto de volumen parcial. Esta limitación provoca que un mismo observador que contornea un volumen dos veces, no consigue reproducirlo de forma exacta (variabilidad intraobservador). Por otro lado, diferentes observadores interpretan el conjunto de imágenes de forma distinta, dando lugar a una ligera discrepancia entre los volúmenes delimitados (variabilidad interobservador). Por tanto, las incertidumbres que se producen en la fase de contorneo son **Errores Sistemáticos** puros, influyen en todas las sesiones de la misma manera para un tratamiento determinado.

Otra fuente de incertidumbre que afecta a la fase de contorneo se debe al movimiento interno de los órganos.

Tal y como recomienda la Comisión Internacional de Medidas y Unidades de la radiación (ICRU) en su publicación 50 (ICRU, 1993), estas incertidumbres se mantienen controladas o se tienen en cuenta a través de la aplicación de un margen de seguridad a los volúmenes a irradiar.

- **Incertidumbres de posicionamiento del paciente:** diferencias en la colocación del paciente, variaciones en la anatomía o movimiento de los órganos internos durante y entre sesiones. En este caso tenemos que distinguir si estas desviaciones se producen interfacción o intrafacción, y pueden minimizarse con el uso de sistemas de inmovilización y dispositivos de imagen que ayuden a colocar al paciente de manera correcta.



Figura 12. Sistema de Imagen OBI de Varian Medical Systems, ExacTrac de Brainlab y sistema de inmovilización para facilitar el posicionamiento del paciente en la sala de tratamiento.

Llamaremos **incertidumbres geométricas** al conjunto formado por las incertidumbres que se producen en la fase de contorno y las debidas al posicionamiento del paciente. Ambos tipos poseen una componente sistemática que se repite en cada fracción de tratamiento, y una componente aleatoria que varía en cada una de ellas (ICRU, 1999).

1.2.2. Modelo Descriptivo de Incertidumbres en Radioterapia.

Consideremos un paciente p que es tratado un número de fracciones $f \in F = \{1, 2, \dots, N_f\}$. El error o desviación en el posicionamiento respecto a la referencia, normalmente definida por radiografías reconstruidas digitalmente (DRR), a lo largo de una dirección dada, es $x_{p,f}$. Esta desviación se puede expresar como suma de los errores sistemáticos S_p y de los errores aleatorios $\Delta_{p,f}$ de tal manera que $x_{p,f} = S_p + \Delta_{p,f}$ proporcionaría el error de posicionamiento del paciente en una sesión determinada.

Se define el Error Sistemático Efectivo, $S_{p,eff}$, como el error sistemático real para un tratamiento dado, y se obtiene promediando el error de posicionamiento por fracción:

$$S_{p,eff} = \langle x_{p,f} \rangle_F \equiv \frac{\sum_{f=1}^{N_f} x_{p,f}}{N_f}$$

Como podemos observar, S_p y $S_{p,eff}$ difieren en la consideración de los errores aleatorios, los cuales se aproximan a cero cuando el número de fracciones es infinito, por lo tanto, para un tratamiento con un número de fracciones elevadas podemos aproximar $S_{p,eff} \approx S_p$. (de Boer & Heijmen, 2001)

Por otro lado, los errores de posicionamiento aleatorios a lo largo del tratamiento se pueden caracterizar por su desviación típica tal que:

$$\sigma_p = SD(\Delta_{p,f})$$

Los parámetros estadísticos que describen el modelo del posicionamiento de una población de pacientes P, son:

- μ : error sistemático medio de la población.
- Σ : dispersión sistemática de la población.
- σ : dispersión aleatoria media de la población.

$$\mu = \langle S_p \rangle_p^{(a)}; \quad \Sigma = SD_p(S_p)^{(b)}; \quad \sigma = \sqrt{\langle \sigma_p^2 \rangle_p}^{(c)}$$

Donde se han hecho las siguientes hipótesis:

- a. $\mu \rightarrow 0$, en caso contrario, existe un error sistemático del procedimiento, independiente de la población, como por ejemplo un error en el calibrado de los láseres. Si $\mu > 1$ mm, estos errores son ajenos a los errores geométricos y deben detectarse y corregirse a través de controles de calidad.
- b. La dispersión de errores sistemáticos efectivos se aproxima a la dispersión de errores sistemáticos cuando el número de fracciones es elevado ($N_f > 30$):

$$\Sigma_{eff} = \sqrt{\Sigma^2 + \frac{\sigma^2}{N_f}}$$

Como $\Sigma \approx \sigma$ y si $N_f > 30 \rightarrow \Sigma_{eff} \approx \Sigma$

- c. Se asume que la distribución de probabilidad σ_p en la población es normal (de Boer & Heijmen, 2002)

Estas variables están compuestas por todas las fuentes de errores que intervienen en el proceso, y por tanto debemos analizarlas paso por paso para saber en qué puntos del proceso debemos incidir.

$$\mu_{Total} = \mu_{setup} + \mu_{TC} + \mu_{Contorneo} + \dots$$

$$\Sigma_{Total}^2 = \Sigma_{setup}^2 + \Sigma_{TC}^2 + \Sigma_{Contorneo}^2 + \dots$$

$$\sigma_{Total}^2 = \sigma_{setup}^2 + \sigma_{TC}^2 + \sigma_{Contorneo}^2 + \dots$$

El objeto del presente trabajo se centrará, fundamentalmente, en analizar y corregir las incertidumbres geométricas: posicionamiento del paciente y delimitación de volúmenes.

1.2.3. Efecto de las incertidumbres geométricas en la Dosis.

Los errores aleatorios y los sistemáticos producen efectos diferentes en las distribuciones de dosis.

Los errores aleatorios producen un difuminado de la distribución de dosis, dando lugar a un aumento de la región de penumbra y a una pérdida de conformación en la dosis, principalmente en los bordes del campo. Esta distorsión se puede interpretar como la convolución de la distribución de dosis con la función de probabilidad del error aleatorio, tal y como se puede observar en la figura 12.

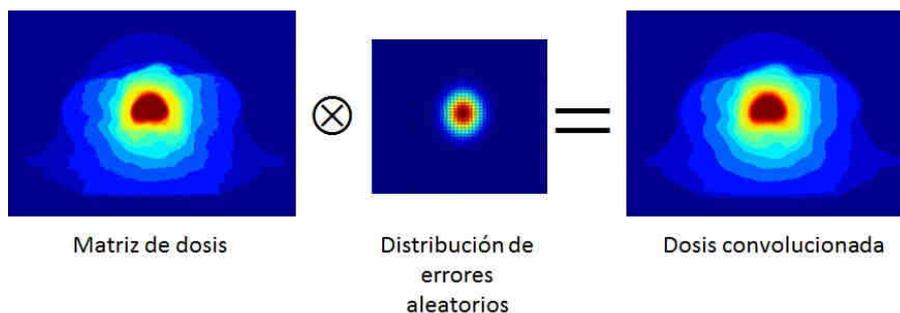


Figura 13. Efectos de los errores aleatorios sobre la distribución de dosis.

La magnitud de distorsión de la distribución de dosis dependerá de las características del movimiento (amplitud, frecuencia,...), pero no se verá influido por la técnica elegida para la administración del tratamiento. En el caso de utilizar técnicas que involucren aperturas o movimientos de los parámetros del campo durante la irradiación, (IMRT, VMAT,...), además del efecto producido por los errores aleatorios, habrá que considerar la influencia sobre la distribución de dosis del efecto de interacción entre el movimiento del sistema de colimación con multiláminas (MLC) y el de la lesión ("Efecto interplay del MLC") (Bortfeld, Jiang, & Rietzel, 2004). El efecto interplay se puede definir como una pérdida de sincronización entre el movimiento inherente de la lesión y el posicionamiento del MLC en un momento dado, que da lugar a la aparición de puntos dosimétricos calientes y fríos en el volumen de tratamiento, distorsionando la distribución de dosis. Ong et al. establecen que el efecto interplay supone una variación dosimétrica que abarca desde un 18% en una sola fracción a un 1-2% en tratamientos fraccionados en 5-6 semanas (Ong, Verbakel, Cuijpers, Slotman, & Senan, 2011).

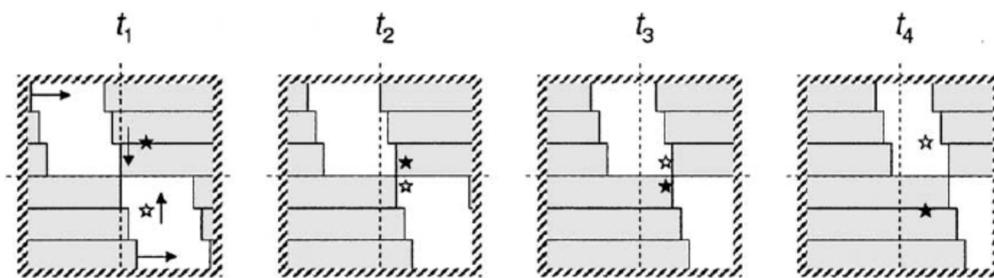


Figura 14. Efecto interplay del MLC y el movimiento de un órgano. Las láminas se mueven de izquierda a derecha durante la impartición del tratamiento, y las estrellas representan dos puntos de un órgano en distintas fases del movimiento. Dependiendo de la fase de movimiento, dicho punto recibirá distintos valores de dosis. (Bortfeld, Jiang, & Rietzel, 2004)

Por otro lado, los errores sistemáticos mantienen la conformación de la dosis, pero producen un desplazamiento de la distribución de dosis respecto al volumen objetivo. (Véase figura 13)

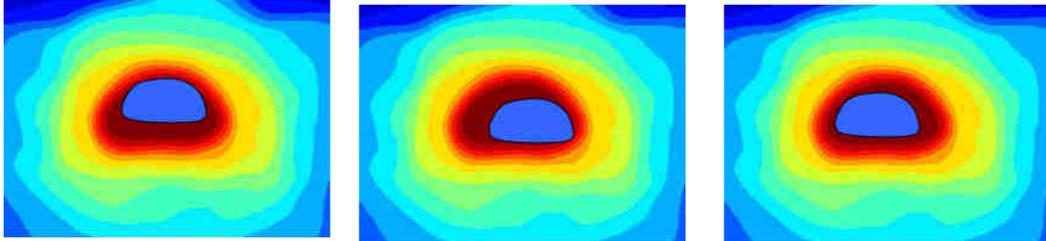


Figura 15. Efectos de los efectos sistemáticos sobre la distribución de dosis.

En el transcurso de un tratamiento de radioterapia, todas las fracciones se ven afectadas, en la misma medida, por errores sistemáticos, mientras que los errores aleatorios apuntan a diferentes direcciones en cada una de ellas, minimizándose su efecto total. Por este motivo, los efectos de los errores sistemáticos sobre la distribución de dosis son de mayor envergadura que el de los errores aleatorios. En cualquier caso, hay que minimizar estos errores para asegurar el tratamiento óptimo de la lesión.

1.2.4. Métodos de Corrección de errores geométricos.

1.2.4.1. Errores de Contorneo.

1.2.4.1.1. Delimitación de Volúmenes: Conceptos Generales.

La determinación de los volúmenes de tratamiento de un paciente sigue un proceso secuencial que se inicia delimitando la enfermedad macroscópica y culmina con la obtención del volumen de tratamiento (ICRU, 1993) (ICRU, 1999). Este proceso secuencial está formado por el contorneo de los siguientes volúmenes:

- **Gross Tumor Volume:** El volumen tumor macroscópico, GTV, es la extensión y localización demostrable del crecimiento maligno.
- **Clinical Target Volume:** El volumen blanco clínico, CTV, es un volumen de tejido que contiene un GTV demostrable y aquellas estructuras con sospecha de enfermedad subclínica.
- **Internal Target Volume:** Cuando aplicamos al CTV un margen interno (IM) que tenga en cuenta sus movimientos fisiológicos esperados y sus variaciones en forma, tamaño y posición, obtenemos el volumen blanco interno, ITV.
- **Planning Target Volume:** El Volumen blanco de planificación, PTV, es un concepto geométrico utilizado en la planificación de un tratamiento, y se define para seleccionar los tamaños y configuraciones apropiados de los haces, de modo que se asegure que la dosis prescrita es realmente la administrada al CTV. El PTV se obtiene aplicando un margen de configuración (SM) al CTV, que tiene en cuenta de forma específica las incertidumbres en el posicionamiento del paciente y la alineación de los haces terapéuticos durante la planificación y a lo largo de las sesiones de tratamiento.

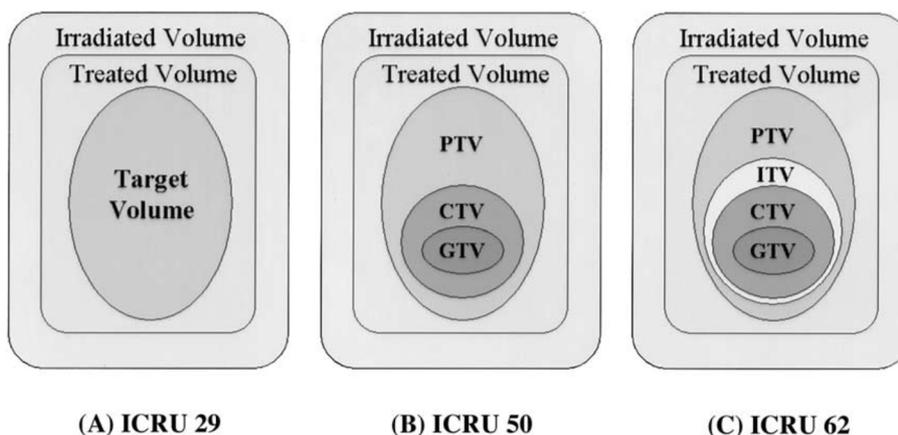


Figura 16. Evolución en la definición de volúmenes: ICRU 29(1978), ICRU 50(1993), ICRU 62(1999).

1.2.4.1.2. Valoración de márgenes.

La irrupción de técnicas de alta conformación en los tratamientos de radioterapia, ha permitido la administración de dosis elevadas a lesiones tumorales de volúmenes irregulares, con una máxima protección del tejido sano circundante. Un prerequisite para conseguir esta alta precisión en el tratamiento es limitar al máximo la zona a irradiar. En este sentido, cualquier movimiento del paciente o de sus órganos internos durante el tratamiento puede conducir a un efecto perjudicial si la dosis se conforma demasiado ajustada al CTV.

Existen dos maneras de tener en cuenta el movimiento del paciente y de los órganos internos en la planificación del tratamiento. Por un lado, el método más usado es la utilización del concepto de PTV mediante la aplicación de márgenes generosos al CTV. De ésta manera aseguramos que CTV cae con alta probabilidad en la región de alta dosis incluso en presencia del movimiento. El segundo método consiste en considerar los efectos de los movimientos en la distribución de dosis durante la etapa de planificación, ajustando de forma manual o automática los parámetros de planificación hasta que el CTV quede completamente cubierto por la distribución de dosis modificada por el movimiento.

Tal y como establece la ICRU en sus informes 50 (ICRU, 1993) y 62 (ICRU, 1999), todas las variaciones e incertidumbres geométricas deben ser consideradas a la hora de delimitar los volúmenes blanco. En el informe ICRU 62, se recomienda la separación del margen de seguridad que da lugar al PTV en dos componentes, el margen que tiene en cuenta los errores de posicionamiento externos al paciente, SM, y el margen que tiene en cuenta los movimientos internos de los órganos, IM. El motivo de esta separación es que los errores aleatorios y sistemáticos influyen de diferente manera, teniendo los sistemáticos mayor impacto debido al desplazamiento que produce de la distribución dosimétrica. Es por este motivo por lo que no es adecuado expresar la contribución de cada uno como adición lineal de sus desviaciones estándar.

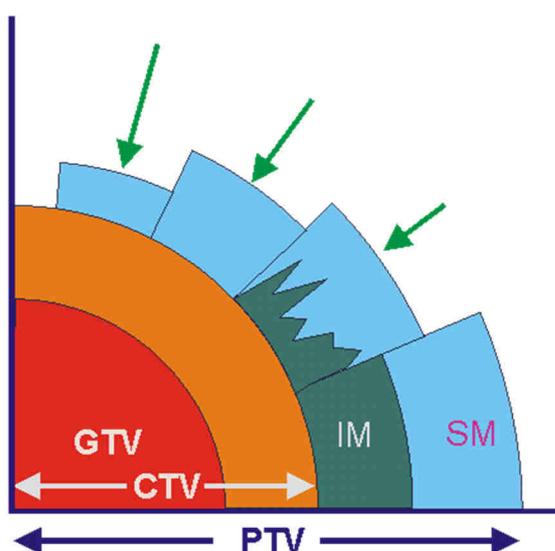


Figura 17. Representación esquemática de los diferentes volúmenes (GTV, CTV, ITV, PTV)

Para obtener de una forma automatizada este margen de seguridad, existen diversas propuestas en la literatura basadas en una combinación lineal de la desviación estándar de los errores sistemáticos (Σ) y de la desviación estándar de los errores aleatorios (σ). Stroom et al. proponen un método basado en el uso de matrices de probabilidad de cobertura (Stroom, de Boer, Huinzenga, & et al., 1999). Estas matrices se obtienen al convolucionar una imagen binaria del CTV con una distribución de probabilidad apropiada para traslaciones y rotaciones. El modelo calcula los márgenes del PTV basándose en el requisito de que, en promedio, el 99% del CTV quede cubierto por al menos el 95% de la dosis prescrita, obteniéndose un tamaño de margen (M):

$$M = 2\Sigma + 0.7\sigma \quad (\text{Stroom})$$

Las consecuencias de los errores sistemáticos sobre la distribución de dosis del CTV se pueden estimar mediante el cálculo de los histogramas dosis-volumen de las matrices de probabilidad de cobertura, histogramas de probabilidad de dosis (DPH). Las influencias de los errores aleatorios se determinan por convolución de la distribución de dosis con las funciones de probabilidad de las desviaciones aleatorias.

Uno de los principales inconvenientes de los mapas de probabilidad de cobertura es que infravaloran los salientes con forma picuda de los volúmenes blanco, y por lo tanto, no serán tenidos en cuenta en la estimación del margen.

Por otro lado, van Herk et al. (van Herk, Remeijer, Rasch, & Lebesque, 2000) proponen estimar los márgenes a partir de los histogramas de dosis en una población de pacientes. Para ello, aplica la distribución de errores sistemáticos al CTV y evalúa el porcentaje de pacientes que reciben una determinada dosis mínima. Esta aproximación asegura que el 90% de los pacientes de la población recibe una dosis mínima acumulada en el CTV de al menos el 95% de la dosis prescrita:

$$M = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \quad (\text{van Herk})$$

Esta forma de obtener el margen de seguridad confirma que los márgenes de planificación se pueden reducir si se minimizan los errores de posicionamiento. La incorporación de técnicas de IGRT a los tratamientos de radioterapia permite minimizar los errores de posicionamiento, y por tanto, reducir los márgenes de seguridad tal que $M \rightarrow 0$.

1.2.4.1.3. Movimiento Respiratorio.

El movimiento respiratorio durante la adquisición de imágenes produce varios efectos como pueden ser la pérdida de resolución, el desdoblamiento de los contornos de las diferentes estructuras o incluso la distorsión de la anatomía.

Estos artefactos de movimiento deben ser tenidos en cuenta en la estimación del margen de seguridad del volumen objetivo como componente de la magnitud correspondiente al error aleatorio.

Algunos autores simulan el movimiento respiratorio a través de una función periódica, cuya función de distribución no se corresponde con una función gaussiana (van Herk, Witte, van der Geer, Schneider, & Lebesque, 2003) y la introducen en la componente aleatoria (σ) mediante adición cuadrática de su desviación estándar, siendo ésta igual a un tercio de la amplitud pico a pico del ciclo respiratorio.

1.2.4.1.4. Márgenes en órganos de riesgo.

Las incertidumbres geométricas no sólo deben ser tenidas en cuenta a la hora de contornear el volumen objetivo, sino que también debemos considerarlas en la delimitación de los órganos de riesgo (OAR). En este sentido, el informe ICRU 62, recomienda la elaboración de PRVs (Planning organ at Risk Volumes) mediante la aplicación de márgenes generosos a los órganos de riesgo. El uso de este concepto permitirá, a través de la dosis calculada por el sistema de planificación en este volumen, obtener una dosis representativa de los órganos de riesgo con cierto nivel de confianza.

Al igual que ocurre con la aplicación de márgenes a los volúmenes objetivo, encontramos en la literatura diferentes formas de construir el margen de seguridad de los órganos de riesgo de forma automatizada, basadas en una combinación lineal de Σ y σ . La obtención de estos márgenes requiere tener en cuenta no sólo el tipo de incertidumbre geométrica por la que se ve afectado el órgano de riesgo, sistemática o aleatoria, sino también su comportamiento ante la radiación, paralelo o serie:

- Órganos en Serie o en Paralelo. Esta clasificación se hace atendiendo a la pérdida de funcionalidad, que se produce cuando un pequeño volumen del órgano se irradia por encima de una dosis limitante. Los órganos en serie ven seriamente comprometida su funcionalidad al traspasar los límites, mientras que los órganos en paralelo soportan dosis por encima de niveles críticos en volúmenes reducidos.

Un claro ejemplo de órgano en serie es el canal medular, que presenta una dosis limitante de 45Gy, y el pulmón representa a los órganos en paralelo.

- Incertidumbres Sistemáticas o Aleatorias. La influencia de las incertidumbres geométricas sobre la distribución de dosis no sólo afecta al volumen objetivo, CTV, sino que también tienen una repercusión directa sobre los órganos de riesgo.

Las incertidumbres sistemáticas, aunque conservan la conformación, producen un desplazamiento de la distribución de dosis, pudiéndola alejar o acercar de los órganos de riesgo.

Por otro lado, las incertidumbres aleatorias producen una distorsión de la distribución de dosis de tal manera que las líneas de isodosis altas se aproximan

al volumen blanco, mientras que las líneas de isodosis bajas se alejan, afectando directamente a los órganos de riesgo.

Teniendo en cuenta estos aspectos, McKenzie et al. (McKenzie, van Herk, & Mijnheer, 2002) proponen un conjunto de algoritmos para la obtención de márgenes, en distintas situaciones y para los distintos tipos de órganos. En el caso más general, donde el órgano de riesgo puede ser en serie o en paralelo, y donde no se conoce la dosis de prescripción en el momento del contorno, el margen de seguridad se obtiene a través de:

$$M = 1.3\Sigma + 0.5\sigma \quad (\text{McKenzei})$$

Recapitulando, la minimización de los errores de contorno está relacionada con la aplicación de márgenes de seguridad tanto al CTV como a los órganos de riesgo. La obtención personalizada de estos márgenes se puede realizar mediante la aplicación de los algoritmos recogidos en la siguiente tabla:

Volumen	Algoritmo de obtención de márgenes
CTV	$M = 2\Sigma + 0.7\sigma$ (Stroom)
	$M = 2.5\Sigma + 0.7\sigma$ (van Herk)
OAR	$M = 1.3\Sigma + 0.5\sigma$ (McKenzei)

Tabla 1. Algoritmos de márgenes de seguridad.

1.2.5. Errores de posicionamiento: Protocolos de trabajo en IGRT.

La IGRT pone a disposición de los tratamientos de radioterapia diversas modalidades de adquisición de imagen para asegurar el correcto posicionamiento del paciente. Independientemente del tipo de modalidad escogida, las incertidumbres de posicionamiento que queremos minimizar tienen dos componentes: errores sistemáticos (son aquellos que se repiten en cada fracción), y los errores aleatorios (característicos de cada sesión de tratamiento). Las técnicas de IGRT permiten registrar los errores cometidos y corregirlos, siendo el método más habitual el desplazamiento de la mesa de tratamiento en un valor igual al error detectado y en sentido contrario en cada uno de los ejes del espacio. Otra de las ventajas del uso de técnicas de IGRT es que el registro de estos errores permite hacer estudios estadísticos y, por tanto, cuantificar los márgenes mínimos que aseguren el correcto tratamiento de cada tipo de lesión.

Existen dos tipos de estrategias de trabajo en IGRT, según se hagan las correcciones antes de administrar el tratamiento y en cada una de las fracciones (On-line) o aplicando correcciones que se obtienen al analizar a posteriori las primeras sesiones de tratamiento y aplicar estos resultados a las fracciones restantes (off-line).

1.2.5.1. Protocolo On-line.

En los protocolos On-line, se verifica y se corrige la posición del paciente en cada sesión, lo que permite minimizar tanto los errores aleatorios como los sistemáticos. La corrección diaria del posicionamiento permite reducir sustancialmente los márgenes de tratamiento, reduciendo la irradiación de los tejidos sanos (Grills, y otros, 2008).

1.2.5.2. Protocolo Off-line.

Los protocolos Off-line sólo minimizan los errores sistemáticos ya que las desviaciones en el posicionamiento del paciente se corrigen a posteriori, aplicando una corrección de posicionamiento obtenida como la media de las desviaciones encontradas en cada sesión de tratamiento.

Tradicionalmente, los protocolos Off-line se basaban en la adquisición de una única imagen de verificación del posicionamiento, normalmente en la primera sesión de tratamiento, y que era analizada de forma visual, sin definir unos criterios cuantitativos para aplicar acciones correctivas ni programar un seguimiento de los mismos. En los comienzos de los años 90, (Bel, van Herk, Bartelink, & Lebesque, 1993) desarrollaron una metodología bien definida y más racional en su protocolo off-line “Shrinking-Action-Level” (SAL). Posteriormente, a finales de la década, de Boer et al., introdujeron el protocolo No-Action-Level (NAL), un protocolo de verificación off-line mucho más eficiente, y con una precisión significativamente mayor para la misma carga de trabajo (de Boer & Heijmen, 2001).

- **Shrinking-Action-Level (SAL):** Estadísticamente hablando, el procedimiento de corrección del posicionamiento es mucho más preciso cuanto mayor es el número de medidas (sesiones) consideradas para obtener la corrección del posicionamiento, pero este procedimiento entra en contradicción con la necesidad de minimizar grandes errores sistemáticos lo antes posible. Podemos llegar a un compromiso

entre estas dos cuestiones mediante la definición de un nivel de actuación, que disminuya conforme aumente el número de medidas.

El protocolo SAL consigue este compromiso a través de dos parámetros: α , que representa el nivel de acción inicial, medido en mm, y N_{max} que hace referencia al número máximo de sesiones en las que se mide el desplazamiento respecto al posicionamiento inicial.

El procedimiento comienza en la primera sesión de tratamiento. Se establece un nivel de acción, α , y un número máximo de sesiones en las que se van a analizar las desviaciones del posicionamiento, N_{max} . Tras la irradiación, se analizan los desplazamientos obtenidos, d_1 , y si éstos son menores que α y el número de sesiones no ha alcanzado el máximo, el proceso continua. En caso contrario, se aplican esos desplazamientos a la siguiente sesión de tratamiento y se reinicia el proceso.

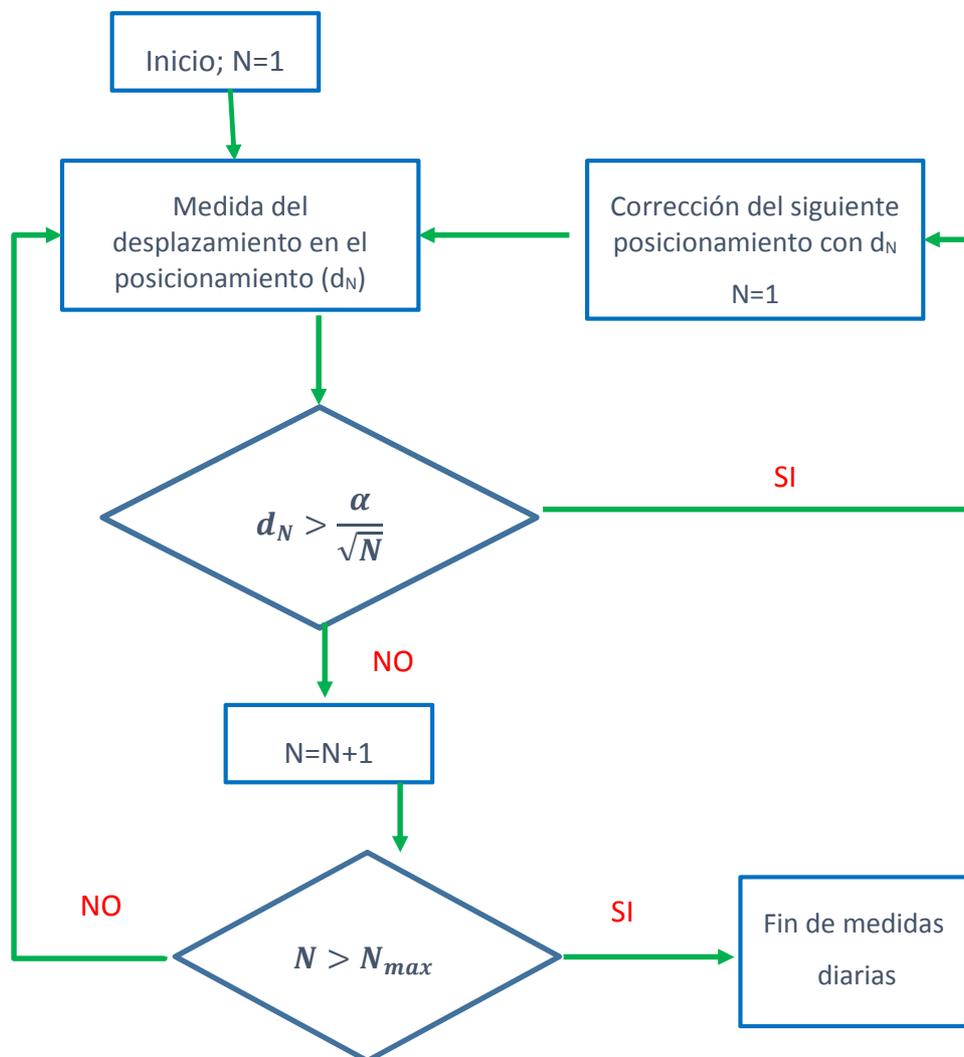


Figura 18. Flujo de trabajo del Protocolo SAL.

- **No-Action-Level (NAL):** Un protocolo de corrección del posicionamiento off-line debe filtrar el efecto de los errores aleatorios para poder estimar el error sistemático y generar una corrección que se aplicará al resto de las sesiones de tratamiento. Parece obvio que la mejor manera de conseguirlo es promediar los errores de posicionamiento obtenidos y el protocolo NAL implementa este método de forma directa.

El protocolo NAL parte de la suposición de que la componente aleatoria del desplazamiento se mantiene invariable en todo el tratamiento y por lo tanto se puede hacer una buena estimación de ella con muy pocas sesiones. Tiene sólo un parámetro, N_m , que representa el número de sesiones de tratamiento en las que se van a obtener los parámetros de corrección mediante imagen guiada. Típicamente este valor es ≈ 5 , muy por debajo del número total de fracciones, N_f ($N_f \gg N_m$) (de Boer & Heijmen, 2001).

Para las N_m sesiones de tratamiento, se miden las correcciones y se obtiene el vector promedio de corrección del posicionamiento, V_m . Para el resto de sesiones de tratamiento se aplica una corrección sistemática igual a $-V_m$, independientemente de su valor. El protocolo finaliza en este punto, con la adquisición de un número de imágenes por paciente fijo, N_m .

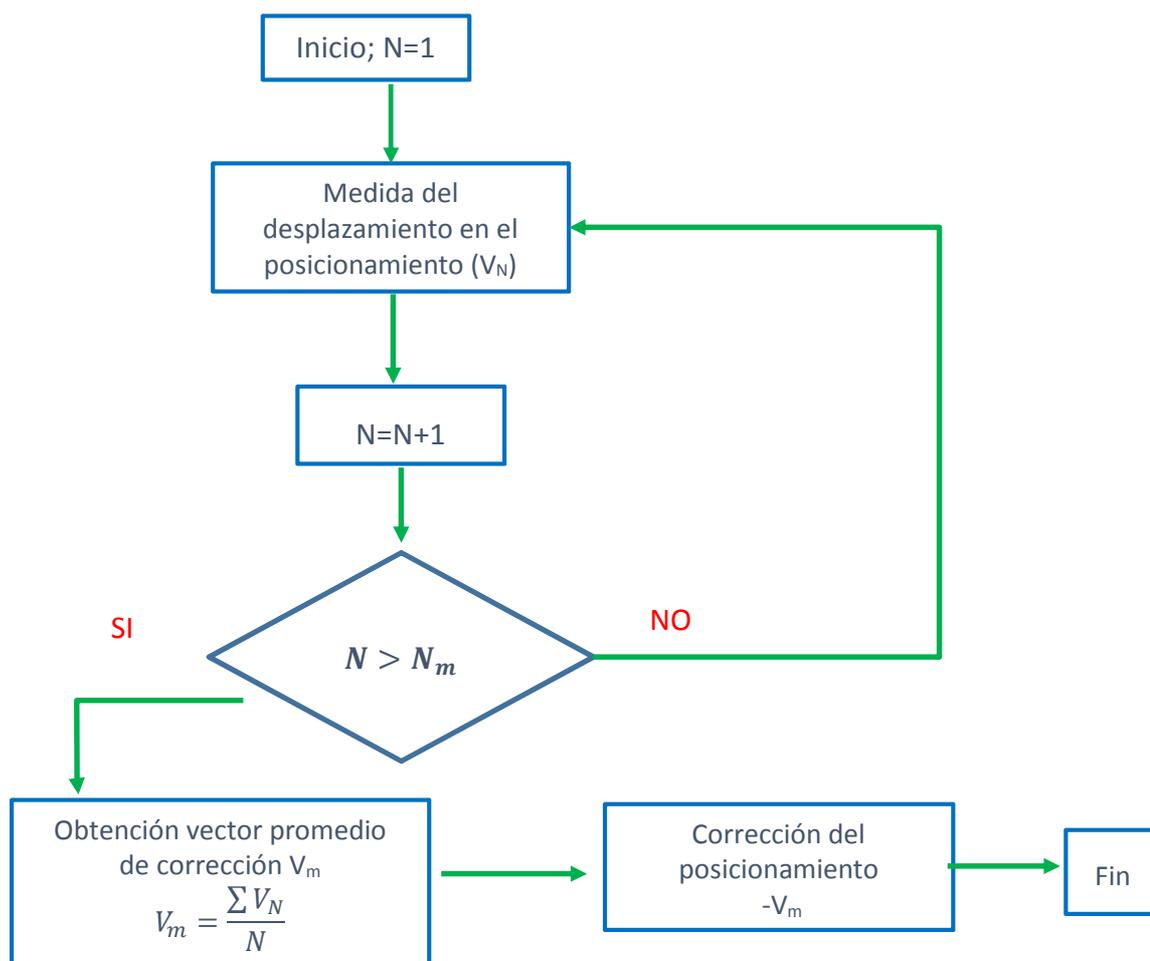


Figura 19. Flujo de trabajo Protocolo NAL

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

- NAL + COVER:** En 2002, Boer et al., introducen una modificación del protocolo NAL (primer estado), añadiendo un segundo estado, COVER (de Boer & Heijmen, 2002). El segundo estado tiene como objetivo verificar la corrección NAL ejecutada, y si detecta algún error, subsanarlo. En esta segunda etapa sí existe un umbral que determina la validez de la corrección NAL. El primer día que se ejecuta la corrección NAL, se verifica la posición, y si los desplazamientos obtenidos están por debajo del umbral establecido, α , la corrección NAL se considera aplicable y se ejecuta el resto del tratamiento. En caso contrario, si alguno de los desplazamientos supera el valor umbral y no se identifican las causas, se verifica de nuevo al día siguiente para descartar el carácter aleatorio de dicho error. Si se vuelve a superar el valor umbral, el procedimiento NAL se inicia de nuevo. Boer et al., recomiendan el uso de un umbral $\alpha=3\sigma$.

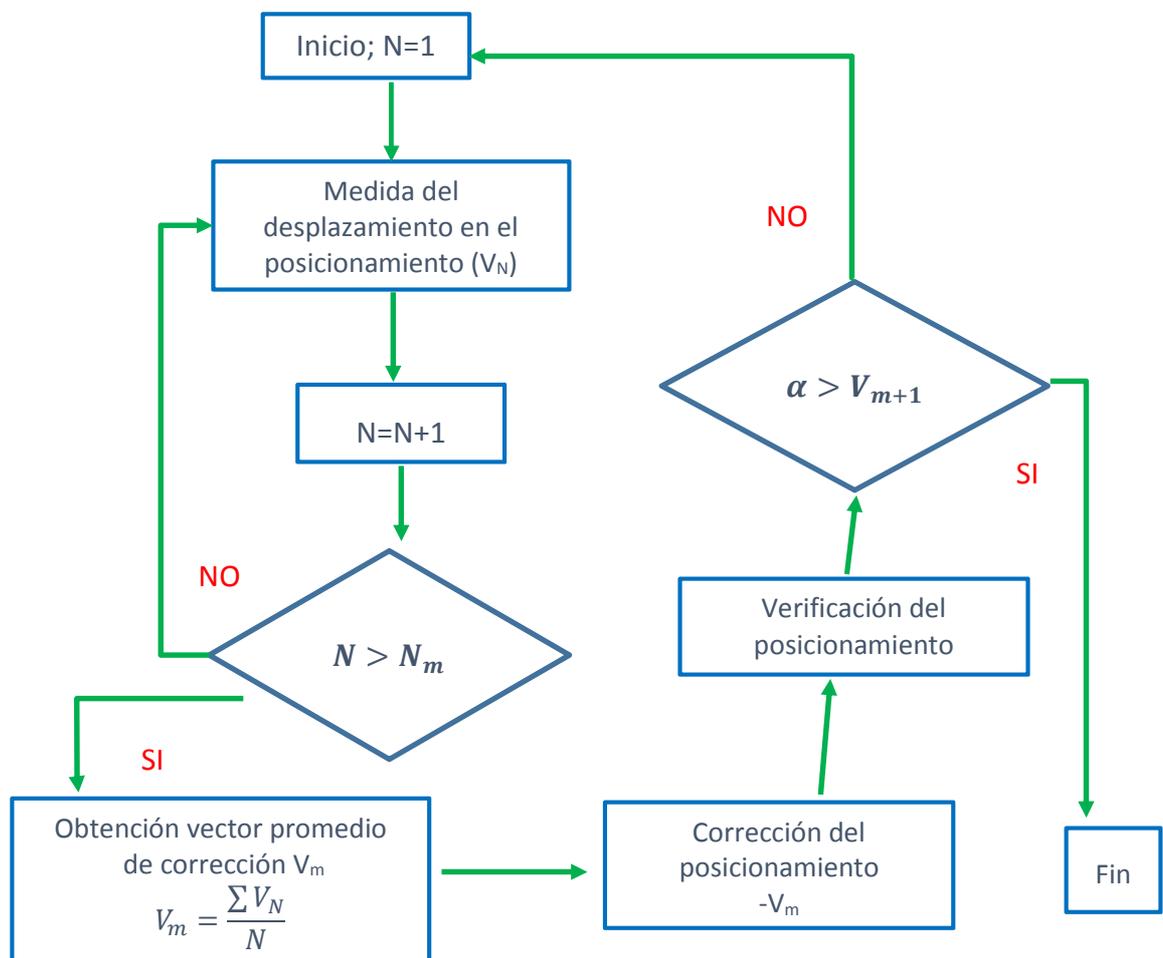


Figura 20: Flujo de trabajo Protocolo NAL+COVER

1.3. Dosis en tomografía computarizada con haz cónico (CBCT).

El concepto de integrar un sistema de Tomografía Computarizada con haz cónico, (Cone Beam CT, CBCT), en las unidades de tratamiento de radioterapia (LINAC), fue introducido por Jaffrey en 1999 (Jaffray, Drake, Moreau, Martinez, & Wong, 1999), pero no estuvo comercialmente disponible hasta unos años después (Yin, Wong, & al.).

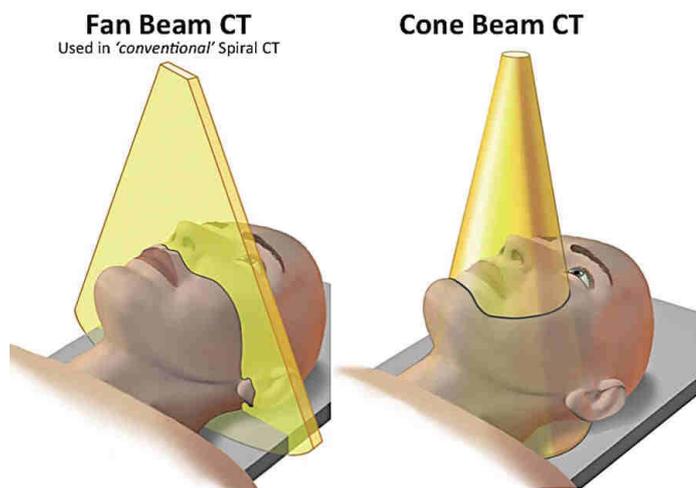


Figura 21. Tomografía de haz estrecho y de haz cónico (MacDonald-Jankowski & Orpe, 2006).

El sistema CBCT se basa en la adquisición de una secuencia de proyecciones radiográficas en 2D. Esta secuencia se obtiene con una fuente de radiación de kilovoltaje (kV) cuyo haz incide perpendicularmente sobre un sistema de imagen con detector plano. El conjunto fuente-detector rota en torno al paciente para obtener las proyecciones antes o incluso durante la administración del tratamiento. Al igual que en la Tomografía Computarizada estándar, se utiliza un algoritmo de reconstrucción para convertir las proyecciones bidimensionales en una imagen volumétrica 3D, pero a diferencia de ésta, las imágenes obtenidas con el CBCT son de peor calidad.

La introducción del CBCT en IGRT se llevó a cabo, en la mayoría de los países, sin tener en cuenta la radiación extra administrada por los sistemas de imagen, conocida como Radiación Concomitante. La justificación del poco interés mostrado en el análisis de la dosis concomitante y su papel en la IGRT fue el claro beneficio de la utilización de esta modalidad de imagen en la impartición de los tratamientos de radioterapia.

En la actualidad, el análisis de la dosis de imágenes concomitantes ha cobrado un creciente interés, impulsado principalmente por el objetivo de aplicar el principio ALARP (as low as reasonably practicable), particularmente en la práctica pediátrica. La publicación en los últimos tiempos de estudios que analizan la dosis concomitante en diversos escenarios clínicos (Spezi, Downes, Jarvis, Radu, & Staffurth, 2012), plantea el uso de protocolos de IGRT específicos en función de la localización tumoral, el fraccionamiento y las limitaciones de los órganos de riesgo involucrados.

Por lo tanto, con el fin de minimizar y justificar la dosis de imágenes concomitantes, debemos conocer la dosis administrada por el sistema CBCT en cada uno de sus modos de trabajo.

1.3.1. Medida de la dosis en CBCT: revisión de índices de dosis.

Existen diversas magnitudes dosimétricas que se utilizan como indicadores de la dosis recibida por el paciente en el estudio de TC, siendo las más empleadas:

- Índice de Dosis en Tomografía Computarizada (CTDI).
- Dosis Promedio en Cortes Múltiples (MSAD).
- Producto Dosis Longitud (DLP).
- Dosis Efectiva (E).

Entre todas ellas, el CTDI es la magnitud dosimétrica más importante debido a la sencillez de su determinación en la práctica clínica de forma periódica, que permite, por tanto, basar en ella unos niveles de referencia.

Se define como “la integral del perfil de dosis producido por una única rotación axial, $D(z)$, a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del tubo (usualmente denominado eje z), dividida por el espesor nominal de corte (e) y por el número de cortes (imágenes adquiridas) por rotación (n) (Grupo de trabajo de la SEFM, 2005):”

$$CTDI = \frac{1}{ne} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

La imposibilidad de poder medir el perfil de dosis en un intervalo infinito lleva a definir una serie de magnitudes prácticas que permiten obtener una aproximación a la definición del CTDI según sea la longitud de integración escogida. Así, definimos el $CTDI_{10cm}$ como la magnitud que determina el CTDI en un intervalo de 10 cm en torno a la posición del plano de corte:

$$CTDI_{10cm} = \frac{1}{ne} \int_{-5cm}^{+5cm} D(z) dz$$

El $CTDI_{10cm}$ se puede medir en aire o en el interior de un maniquí cilíndrico de PMMA, insertando una cámara de ionización de tipo “lápiz” de 10 cm de longitud activa y con un volumen activo de 0.3 cm^3 , calibrada en dosis absorbida en aire.



Figura 22. Maniquí cilíndrico de PMMA de QUART. Cámara de ionización tipo lápiz de PTW y electrómetro RadCal para la medida del CTDI.

Los maniqués dosimétricos que se utilizan para medir el CTDI en condiciones de dispersión y atenuación, tienen una longitud comprendida entre 14 y 16 cm, y un diámetro de 16 cm para los estudios de cabeza y de 32 cm para los de tronco. Poseen cinco alojamientos para la cámara de ionización, uno en el centro y cuatro en la periferia, equidistantes y a 1 cm de la superficie del maniquí.

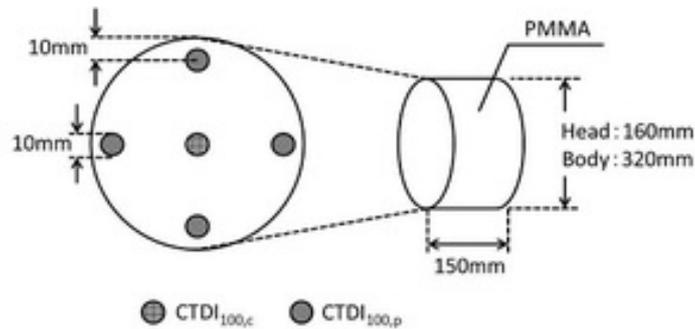


Figura 23. Geometría del maniquí cilíndrico de PMMA (Haba & Koyama, 2013).

Podemos definir el $CTDI_w$ como un índice representativo de la dosis promedio en un corte:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3}CTDI_{10cm,p}$$

donde

$CTDI_{10cm,c}$ es la magnitud que determina el CTDI en un intervalo de 10 cm en torno a la posición del plano de corte en el eje central de maniquí.

$CTDI_{10cm,p}$ es la magnitud que determina el CTDI promedio en un intervalo de 10 cm en torno a la posición del plano de corte en la periferia del maniquí, a 1 cm de profundidad de la superficie en las posiciones correspondientes a los ángulos del gantry 0° , 90° , 180° y 270° .

Finalmente, si el estudio de TC es helicoidal con un pitch –factor de desplazamiento de la camilla por rotación del tubo- distinto de la unidad, el índice adecuado para obtener la dosis promedio en el volumen considerado, será el $CTDI_{vol}$:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{10cm,c}}{pitch}$$

El concepto de $CTDI_w$ tal y como se ha definido hasta ahora, comienza a perder validez a medida que aumenta el ángulo del haz de radiación por los siguientes motivos:

- El perfil de dosis a lo largo del eje central pierde la uniformidad.
- Las colas del perfil de dosis a lo largo del eje central exceden la longitud de la cámara lápiz de 10 cm.
- El tamaño del maniquí es inferior a la anchura del haz de radiación y por lo tanto subestima la radiación dispersa.
- La ponderación de la dosis central y periférica, con la que se obtiene el $CTDI_w$, no siempre es un buen estimador de la dosis media en el volumen.

En la primeras publicaciones que aparecieron inmediatamente después de la incorporación del CBCT a los tratamientos de radioterapia, no se tuvieron en cuenta estos problemas, y asumieron como buen estimador de dosis el índice $CTDI_w$, utilizando la cámara lápiz de 10 cm y los maniqués estándar de 15 cm de longitud para su obtención (Sawyer, Whittle, Matthews, Starritt, & Jupp., 2014) . Algunos autores

como Amer et al. subsanan la falta de longitud del maniquí poniendo dos maniqués para la medida del $CTDI_w$ uno a continuación del otro. El $CTDI_w$, así medido, sólo tiene en cuenta la dosis media de una porción central de 10 cm a lo largo del eje y recibe el nombre de Índice de Dosis en Cone Beam (CBDI) (Amer, Marchant, Sykes, Czajka, & Moore, 2014).

Un método alternativo para poder seguir utilizando la magnitud $CTDI_w$ es la medida de la dosis en un punto, utilizando una cámara Farmer de 0.6 cm^3 y calibrada en la calidad del haz de fotones de kV. La medida puntual obtenida recibe el nombre de $CBCTDI_w$ (Song, y otros, 2008).

En la actualidad, las recomendaciones elaboradas por los organismos oficiales como la Agencia Internacional de la Energía Atómica (IAEA) y la Sociedad americana de Física Médica (AAPM) son divergentes.

Por un lado, la IAEA recomienda el seguimiento del informe IEC 60601-2-44 (International Electrotechnical Commission, 2009) que es un enfoque pragmático que se puede realizar con el equipo de dosimetría actual. En el informe se observa que el índice $CTDI_{100}$ nunca fue todo lo preciso que se hubiera deseado, ya que incluso con haces de 10 mm, este parámetro sólo recoge el 82% y el 63% de la dosis en maniqués de cabeza y cuerpo respectivamente, por lo que la dosis se subestima en exploraciones de gran longitud, y se sobreestima en exploraciones de corta longitud. Señala también que la exactitud del $CTDI_{100}$ permanece constante para tamaños de haz inferiores a 40 mm, y disminuye significativamente en haces mayores de 40 mm. Con estas puntualizaciones, la IAEA recomienda utilizar para haces menores de 40mm el $CTDI_{100}$, y para tamaños mayores propone relacionar esa medida con el CTDI de un tamaño de haz menor a través de la siguiente ecuación:

$$CTDI_{100,(NxT)>40} = CTDI_{100,ref} \times \left(\frac{CTDI_{free-in-air,NxT}}{CTDI_{free-in-air,ref}} \right)$$

dónde: $CTDI_{100,ref}$ es el $CTDI_{100}$ medido en un maniquí para el campo de referencia $(NxT)_{ref}$ utilizando una integración de 100 mm, N es el número de filas de detectores y T es el espesor de corte, $(NxT)_{ref}$ es habitualmente 20 mm. $CTDI_{free-in-air,NxT}$ y $CTDI_{free-in-air,ref}$ son respectivamente el CTDI en aire para un campo de anchura NxT y para el campo de referencia.

Por el contrario, la AAPM señala que una cámara de ionización de 10 cm de longitud no cubre el perfil completo del haz, y por lo tanto su medida se subestima en un 2-5%. Por ello, recomienda utilizar una cámara de ionización tipo Farmer (0.6 cm³) para medir la dosis en un punto, con un maniquí cilíndrico suficientemente largo que proporcione las condiciones de equilibrio electrónico (AAPM, 2010)

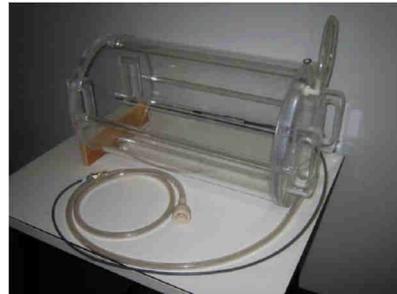


Figura 24. a) Cámara de ionización RadCal "tipo Farmer" de 0.6 cm³. b) Maniquí cilíndrico de 50 cm de longitud con alojamiento en el eje central para la cámara Farmer.

1.4. Calidad de Imagen.

El control de calidad de imagen de los sistemas de IGRT de kilovoltaje, como es el caso del OBI, siguen los mismos principios fundamentales establecidos para el control de calidad de los equipos de radiografía, fluoroscopia y Tomografía Computarizada (TC), recogidos en distintas guías nacionales e internacionales tales como las elaboradas por la SEFM (SEFM, SEPR, SERAM, 2011) o por la AAPM (AAPM, 2002).

Las tecnologías basadas en haz cónico requieren un área de detección grande, normalmente detectores de panel plano, que son inferiores en términos de rango dinámico y eficiencia cuántica de detección a los detectores utilizados en lo TC multicorte de radiodiagnóstico. Además, la utilización del haz cónico conlleva la contribución de la radiación dispersa a la formación de la imagen, reduciendo el contraste en tejido blando y aumentando el ruido de la imagen. Por último, el tiempo de adquisición es considerablemente mayor al empleado por una TC multicorte de diagnóstico, aumentando la probabilidad de movimiento de las estructuras internas y disminuyendo por tanto la calidad de la imagen.

Por estos motivos, aunque los parámetros de calidad de imagen a evaluar sean los mismos que en las TC de diagnóstico, las tolerancias y la metodología pueden presentar diferencias en algunos casos.

En la evaluación de la calidad de la imagen se chequean los siguientes parámetros:

1.4.1. Resolución espacial.

Se define la resolución espacial de una imagen como la capacidad de diferenciar estructuras pequeñas muy próximas de diferentes densidades. Esta capacidad depende principalmente de la geometría de adquisición del escáner, el algoritmo de reconstrucción empleado y el grosor de corte reconstruido.

La mayoría de los sistemas de IGRT basados en CBCT, operan con una resolución espacial sustancialmente menor que la que cabría esperar debido a que debe recoger un conjunto de datos de resolución completa de gran tamaño. En este tipo de imagen, la resolución a bajo contraste es más importante que la resolución espacial, por lo que el equilibrio intrínseco entre ambas se rompe en favor de la primera. No obstante, la verificación de la resolución espacial en los controles de calidad es importante ya que su disminución puede indicar cambios en la geometría del sistema de imagen y/o cambios en la calibración del ángulo de gantry.

1.4.2. Resolución a bajo contraste.

Podemos definir la resolución a bajo contraste como la capacidad de diferenciar estructuras que ofrecen muy poca diferencia en la señal. La principal limitación del bajo contraste es el ruido de la imagen, que depende de la corriente del tubo de RX, la tensión, la filtración del haz y del algoritmo de reconstrucción.

1.4.3. Uniformidad.

Un requisito indispensable de cualquier sistema de imagen es que la imagen de un objeto uniforme lo sea y esté libre de artefactos que puedan influir en las valoraciones clínicas. Como artefacto en la imagen se entiende cualquier variación no deseada de la misma, introducida por el sistema de adquisición y por el procesado. Cuando se adquiere una imagen de un objeto uniforme, todos los píxeles de la imagen deberían tener el mismo valor, dado que representan la misma composición del objeto, esta característica recibe el nombre de uniformidad espacial.

1.4.4. Linealidad espacial

Las desviaciones en la escala y la exactitud de la distancia afectan a la precisión en el registro de imágenes y por lo tanto a la precisión de corrección del posicionamiento del paciente

La escala de la imagen y la precisión del tamaño de voxel se pueden cuantificar mediante la adquisición de una imagen con objetos de tamaños conocidos y su posterior comparación con el tamaño real.

1.4.5. Unidades de Hounsfield (UH)

Comprobar la exactitud y reproducibilidad de los números CT (unidades de Hounsfield) es importante sobre todo en el caso en que se utilicen las imágenes de IGRT para cálculo de dosis, por ejemplo, en radioterapia adaptativa. Tenemos que tener en cuenta que los equipos de CBCT para IGRT presentan diversos inconvenientes en cuanto a la integridad de los números CT, ya que la exactitud de estos se ve afectada por los artefactos y por la radiación dispersa, aunque las casas suministradoras incorporan correcciones en los algoritmos de reconstrucción de imágenes para intentar mejorar este aspecto.

2 **Objetivos**

El objetivo del presente trabajo es describir la puesta en marcha de un sistema de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) con Tomografía Computarizada de haz cónico (CBCT) en un Servicio de Radioterapia. Para tal fin se establecerán los estados de referencia del sistema, y se elaborará un protocolo de control de calidad que recoja las recomendaciones de las distintas asociaciones nacionales e internacionales como la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) (Grupo de Trabajo de IGRT de la SEFM, 2012) o The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (Bissonnette, Dong, & al., 2012).

En el aspecto clínico, se establecerá un flujo de trabajo que permita una utilización óptima del sistema de imagen con los distintos tipos de tratamientos. Finalmente, el análisis estadístico de los desplazamientos registrados por el sistema de adquisición de imágenes volumétricas en un conjunto de pacientes de próstata nos permitirá estimar los márgenes debidos a la incertidumbre en el posicionamiento para dicha población de pacientes.

3

Materiales y Método

3.1. Sistema IGRT de VARIAN.

El acelerador lineal Clinac DHX de Varian permite realizar IGRT con imagen portal de megavoltaje (PortalVision), con imagen de kilovoltaje (On Board Imager, OBI) e incluso combinando ambos sistemas.

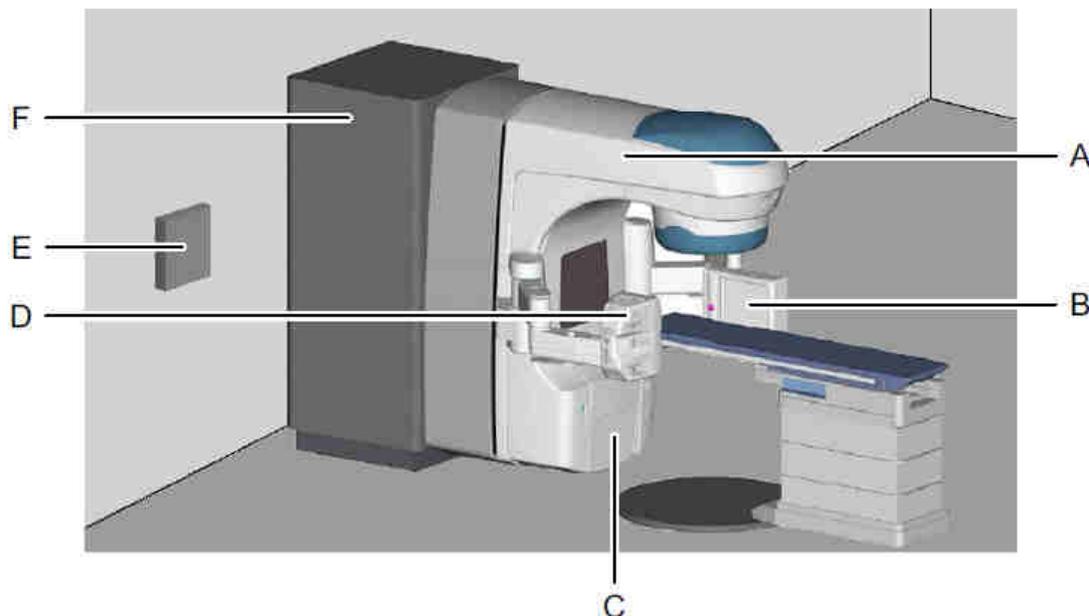


Figura 25. A: Gantry; B: Detector kV; C: Detector MV; D: Fuente de kV; E,F: controladores electrónicos (Varian Medical Systems, 2009).

3.1.1. Descripción del sistema de imagen portal de MegaVoltaje (MV).

El sistema de imagen portal está formado por un detector plano de silicio amorfo (aSi), montado en el interior de una carcasa de plástico que a su vez le protege de posibles colisiones.

El detector de imagen se puede desplazar lateral, vertical o longitudinalmente, siendo sus rangos de desplazamiento los que se muestra en la tabla:

Desplazamientos del Detector de imagen de MV (mm)	
Lateral	[-160, +160]
Longitudinal	Z=+25 ; [-50,+50]
	Z=-200 ; [-200,+240]
	Z=-770; [-200,+240,]
	Z=-820; [-820,+240]
Vertical	[+25,+240]

Tabla 2. Desplazamientos del sistema de imagen de Megavoltaje.

3.1.2. Descripción del sistema de imagen OBI.

El sistema de imagen OBI está formado por un detector plano de radiación y una fuente emisora de RX, ambos montados sobre unos brazos robotizados situados a 90 grados respecto al eje de radiación del acelerador lineal.

Los brazos robotizados pueden moverse en dirección longitudinal y vertical, además, el correspondiente al detector, también puede realizar movimiento lateral. Poseen un sistema anticolidión que detiene el movimiento del gantry y activa una alarma acústica.

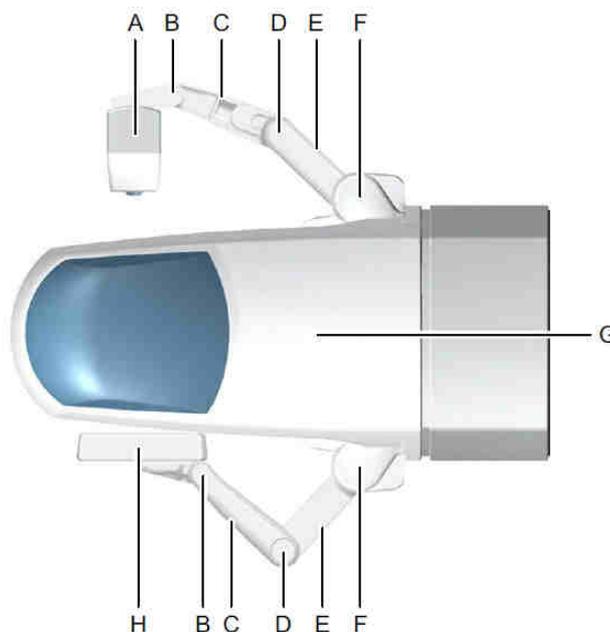


Figura 26. Vista de los brazos robotizados del sistema OBI desde Gantry 0º (IEC 61217). G: Gantry; A: Fuente de RX; B, C, D, E, F: articulaciones del brazo; H: detector de kV (Varian Medical Systems, 2009).

Tanto la fuente de kilovoltaje como el detector, pueden desplazarse longitudinal y verticalmente, y el último también posee movimiento lateral. El rango de movimientos del sistema de imagen de kV se detalla en la siguiente tabla:

Fuente de kV (mm)		Detector de kV (mm)	
Lateral	No disponible	Lateral	[-180, +160]
Longitudinal	Z=+800 ; [-120,+250]	Longitudinal	Z=-300 ; [-205, +240]
	Z=+1000 ; [-70,+250]		Z=-500 ; [-225,+240]
			Z=-770; [-190, +240]
Vertical	[+800, +1000]	Vertical	[+5, -800]

Tabla 3. Desplazamientos del sistema de imagen de kilovoltaje.

El detector de kV se encuentra montado en el interior de una carcasa de plástico que lo protege de las posibles colisiones. Se trata de un detector de silicio amorfo con un área sensible rectangular de dimensiones 397 mm x 298 mm.

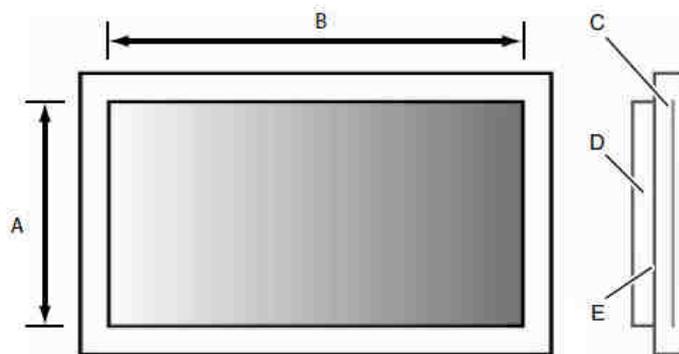


Figura 27. Ax B: área sensible; C: Detector; D: Electrónica; E: Blindaje de aluminio (Varian Medical Systems, 2009).

Al igual que el detector de kV, la fuente de kV se encuentra montada en el interior de una carcasa de plástico que hace las veces de sistema de anticolisión. Está formada por un tubo de RX, con ángulo del blanco de 14° y dos puntos focales de 0.4 mm y 0.8 mm, y colimador de RX con mordazas asimétricas posicionables a través del software. Estas mordazas (X1, X2, Y1, Y2) pueden conformar campos simétricos y asimétricos de diferentes tamaños, siendo el máximo tamaño de 25 cm x 25 cm.

El tubo de rayos tiene un rango de operación entre [40, 150] kV y hasta 400 mA.

Sobre la unidad de la fuente de kV también se monta el llamado “Filtro de Pajarita”. Se trata de un dispositivo mecánico, de aluminio, que se coloca a la salida del haz de RX para mejorar la calidad de las proyecciones del CBCT, que serán reconstruidas en imágenes CBCT 3D. Las principales ventajas que ofrece el uso de este tipo de filtros son:

- La reducción de dosis en piel.
- La reducción de la radiación dispersa, lo cual mejora la calidad de la imagen.
- Una disminución de la carga de disparo en el detector
- La posibilidad de usar técnicas elevadas de RX sin saturar el detector.

Existen dos tipos de filtros de pajarita para el sistema OBI: El filtro “Full-fan”, usado para exploraciones de cabeza, y el filtro “Half-fan” para las exploraciones del resto del cuerpo.

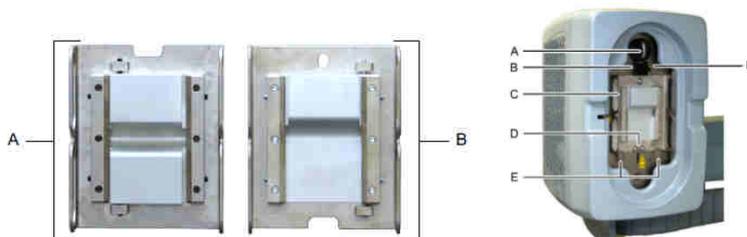


Figura 28. a) A: Filtro Full-Fun. B: Filtro Half Fan. b) Montaje del Filtro sobre el brazo de la fuente de kV (A: bloqueo; B: pestillo; C: muesca; E: topes; F: piloto luminoso) (Varian Medical Systems, 2009).

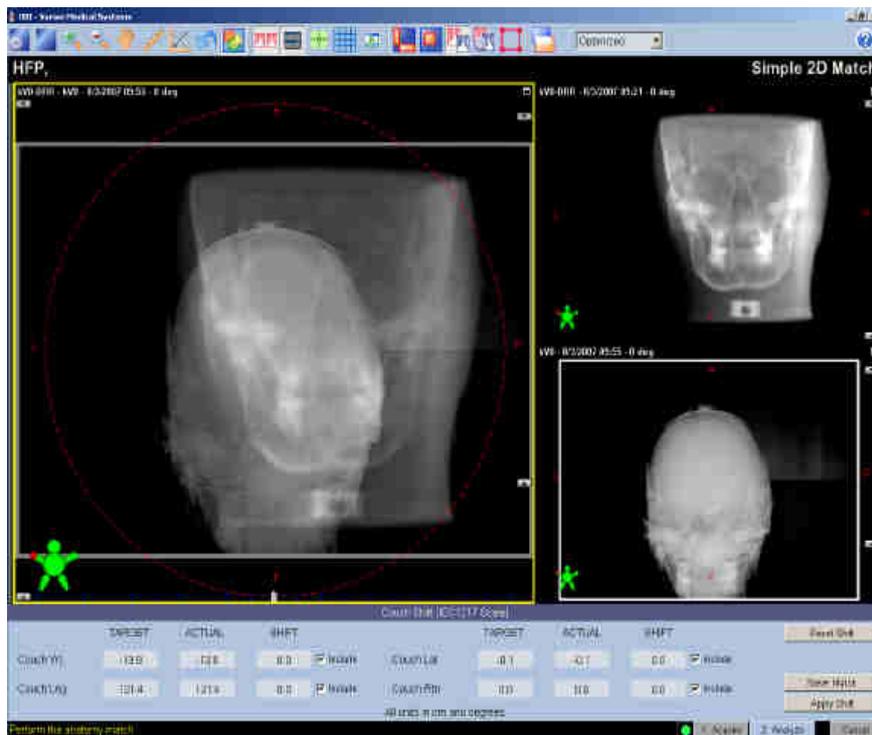
3.1.3. Técnicas de guiado.

La combinación de los dos sistemas de imagen, OBI y PortalVision, permite trabajar con cuatro técnicas de guiado, registro 2D, registro 2D-2D (MV-MV, kV-kV, MV-kV),

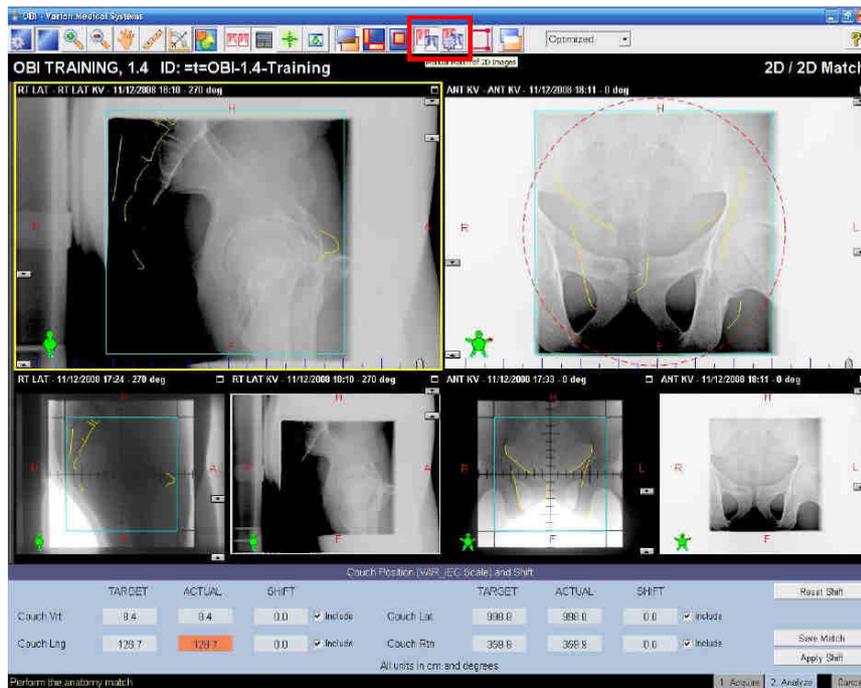
registro 3D (“Cone Beam Computed Tomography”, CBCT) donde el OBI rota 360° en torno al paciente tomando un conjunto de imágenes que, reconstruidas mediante software, proporcionan una imagen 3D de la región de interés.

Todos los modos de operación disponen de un software que permiten registrar las imágenes de planificación con las tomadas antes del tratamiento, analizar las diferencias y corregirlas de forma manual o automática.

- **“2D Match” Registro de una sola imagen:** En este caso se adquiere una única imagen, exposición simple en kV y exposición simple o doble en MV, y se realiza el registro de dicha imagen con la imagen de referencia (DRR) proporcionada por el planificador. El registro proporciona los desplazamientos que se deben aplicar a la mesa de tratamiento en dos de las tres direcciones.



- **“2D-2D Match”. Registro de dos imágenes ortogonales:** Se adquieren dos imágenes ortogonales y se comparan con las de referencia. En este caso, se obtienen los desplazamientos de la mesa en las tres direcciones del espacio. Las imágenes adquiridas pueden ser de megavoltaje (MV-MV), de kilovoltaje (kV-kV) o combinación de ambos (kV-MV).



- 3D-3D Match". Registro de imágenes volumétricas (CBCT):** El sistema de imagen de kV realiza rotaciones completas o parciales (mínimo de 200°) en torno al paciente, adquiriendo entre 650 y 700 proyecciones en 2D, que serán posteriormente procesadas por el software Reconstructor CBCT. Las imágenes volumétricas así obtenidas se registran con las imágenes TC de planificación, obteniendo los desplazamientos que optimizan el posicionamiento del paciente en las tres direcciones del espacio y rotación.



El CBCT tiene dos modos de operación según el tamaño del volumen reconstruido. El modo “Full Fan Scan” se asocia a la adquisición de un CBCT de Cabeza, ya que reconstruye un volumen (FOV) de 25 cm de diámetro y 17 cm de espesor.

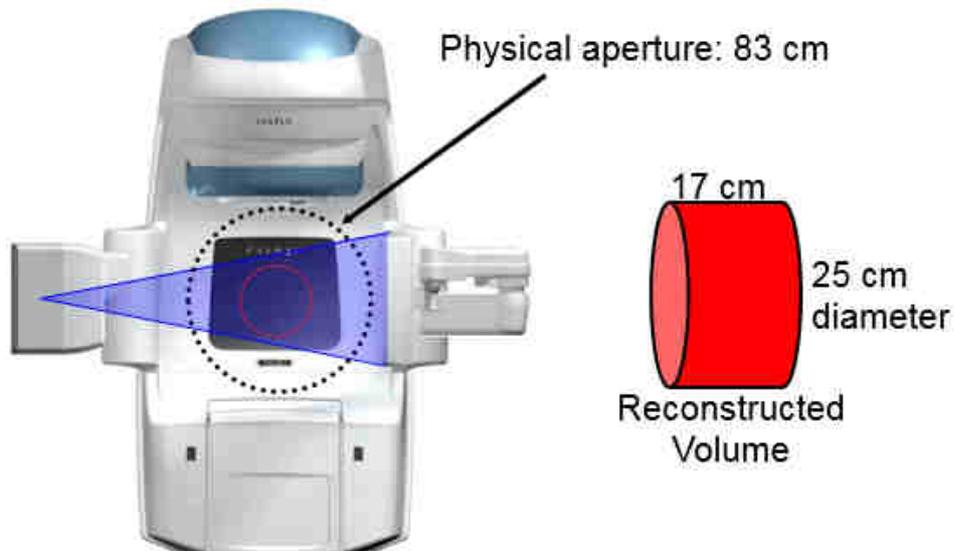


Figura 29: Modo CBCT-Cabeza (Full Fan Scan) (Varian Medical Systems, 2010).

El modo “Half Fan Scan” corresponde a un CBCT de cuerpo, con volumen de reconstrucción (FOV) de 45 cm de diámetro y 17 cm de espesor.

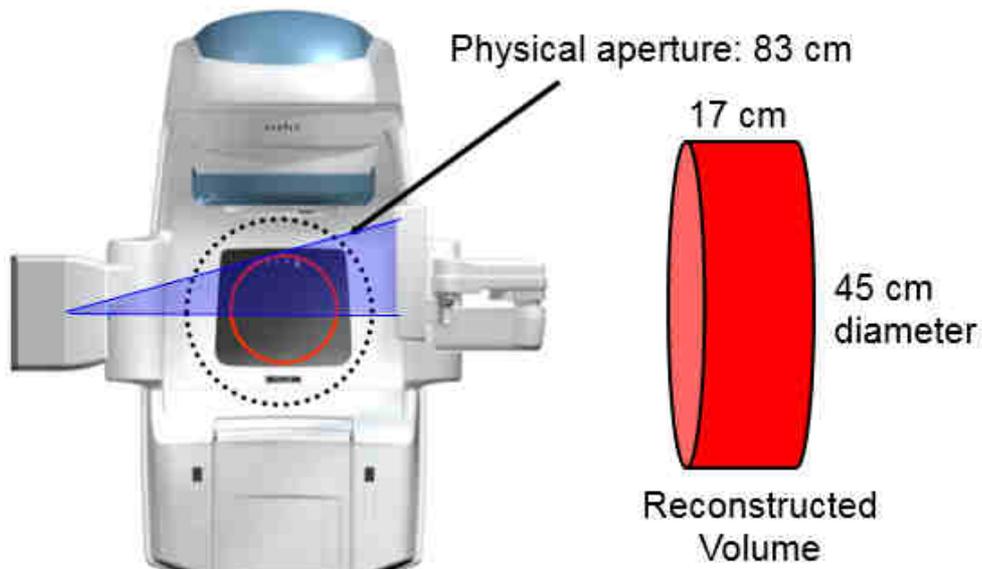


Figura 30: Modo CBCT-Cuerpo (Half Fan Scan) (Varian Medical Systems, 2010).

3.2. Control de calidad del sistema de imagen OBI.

Al igual que cualquier equipo utilizado en diagnóstico o en tratamiento de pacientes, el programa de garantía de calidad de todo el proceso de puesta en marcha del sistema de IGRT exige, que antes de su uso, la empresa suministradora realice las pruebas de aceptación que serán supervisadas por un radiofísico experimentado.

Tras la aceptación de software y hardware del sistema de IGRT, se establece el estado de referencia a partir de una serie de pruebas técnicas que, junto a otras, formarán parte del Protocolo de Control de Calidad de IGRT:

Para la elaboración del Protocolo de Control de Calidad de sistema de imagen OBI se siguen, principalmente, las recomendaciones dadas por la AAPM en los reports 104 y 179 (Yin, Wong, & al.) (Bissonnette, Dong, & al., 2012), las Recomendaciones para IGRT de la SEFM (Grupo de Trabajo de IGRT de laSEFM, 2012) y la documentación recomendada por el fabricante. (Yoo & at col, 2006) (Varian Medical Systems, 2010)

Tal y como se indica en la documentación referenciada, las pruebas que se recogen en el Control de Calidad para el sistema de imagen se pueden clasificar en tres grupos:

- Pruebas de seguridad y funcionalidad del sistema de imagen.
- Verificaciones geométricas.
- Pruebas de calidad de imagen

Además de las pruebas correspondientes a estos tres grupos, se deben incluir en el protocolo de control de calidad los test correspondientes a la calibración del sistema de imagen, que deberán realizarse según las periodicidades establecidas por el fabricante o bien a demanda del usuario para mejorar la calidad de las adquisiciones.

Las pruebas recogidas en el protocolo de control de calidad tienen como objetivo garantizar la seguridad del paciente, del personal y del sistema de imagen, así como proporcionar una imagen óptima que de las estructuras a irradiar.

3.2.1. Seguridad y Funcionalidad.

El sistema de imagen OBI posee diversos mecanismos de interrupción del haz y del movimiento del sistema para garantizar la seguridad del paciente y del personal.

Es de tal importancia que estos dispositivos de seguridad funcionen correctamente, que las guías recomiendan chequearlos diariamente previo al inicio de los tratamientos. Los dispositivos de seguridad a chequear, son:

- **Interruptor de movimiento:** El sistema de imagen posee detectores de colisión en las cubiertas del detector de KV, detector de MV y fuente de KV, de tal manera que cuando se produce una colisión, se deshabilitan los movimientos del gantry, del sistema de imagen y de la camilla de tratamiento, al mismo tiempo que se activa una alarma acústica.

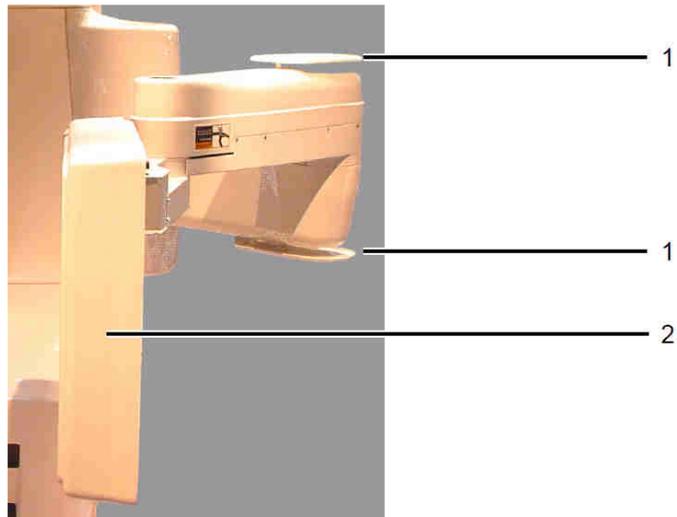


Figura 31. 1. Detector de Colisión del brazo robotizado. 2. Carcasa anticolidión del detector de imagen de kV. (Varian Medical Systems, 2010)

- **Luces y alarmas acústicas:** que se accionan durante la irradiación. (Véase Fig.32-a)
- **Interruptor de puerta:** Este interruptor detiene la irradiación del sistema de imagen cuando se abre la puerta del búnker de tratamiento. (Véase Fig.32-b)
- **Interruptor de emergencia:** Los interruptores o “setas” de emergencia se encuentran en distintas localizaciones de la sala de tratamiento: mesa de tratamiento, laberinto de acceso al búnker y puesto de control. La activación de alguna de ellas produce la detención inmediata de la irradiación. (Véase Fig.32-c)



Figura 32: a) Luces y alarmas acústicas. b) Interruptor de puerta. c) Interruptor de emergencia.

- **Calentamiento del tubo de RX:** para que el sistema proporcione unas imágenes óptimas y preservar la vida media del tubo generador de RX, es necesario realizar un calentamiento del mismo, en la posición de trabajo, sin filtros interpuestos y con la técnica apropiada.

3.2.2. Geometría.

3.2.2.1. Alineación de los isocentros.

La característica más valiosa de los sistemas de IGRT radica en la descripción bidimensional o tridimensional que realiza de la anatomía del paciente y de la relación espacial de ésta con el isocentro de radiación del acelerador lineal. Por este motivo, y especialmente para aquellos sistemas cuyo isocentro de formación de la imagen no es el mismo que el isocentro de radiación de la unidad de tratamiento, se ha de enfatizar en asegurar la alineación de estos isocentros.

Tanto la AAPM (Bissonnette, Dong, & al., 2012) como la SEFM (Grupo de Trabajo de IGRT de la SEFM, 2012) recomiendan verificar la alineación de los isocentros de radiación-imagen de forma periódica, para distintas angulaciones del gantry (0° , 90° , 180° y 270°).

En nuestro caso, para el sistema de IGRT del acelerador VARIAN, se debe asegurar la alineación entre el isocentro de radiación del acelerador, el isocentro del sistema de imagen OBI.

La verificación de la alineación de los isocentros radiación-imagen se realiza con un maniquí que posee una pequeña esfera opaca en su centro (véase Fig.33) y que se alineará con el eje de radiación del acelerador lineal con la ayuda de los láseres externos a la unidad. La adquisición de imágenes 2D y 3D del maniquí mostrará la distancia existente ente el centro de la esfera y la retícula del software de adquisición de imagen

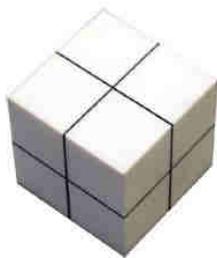


Figura 33: Maniquí de verificación del isocentro "Isocentre Cube Assy". (Varian Medical Systems, 2010)



Figura 34: Alineación del maniquí de verificación de isocentro con los láseres externos.

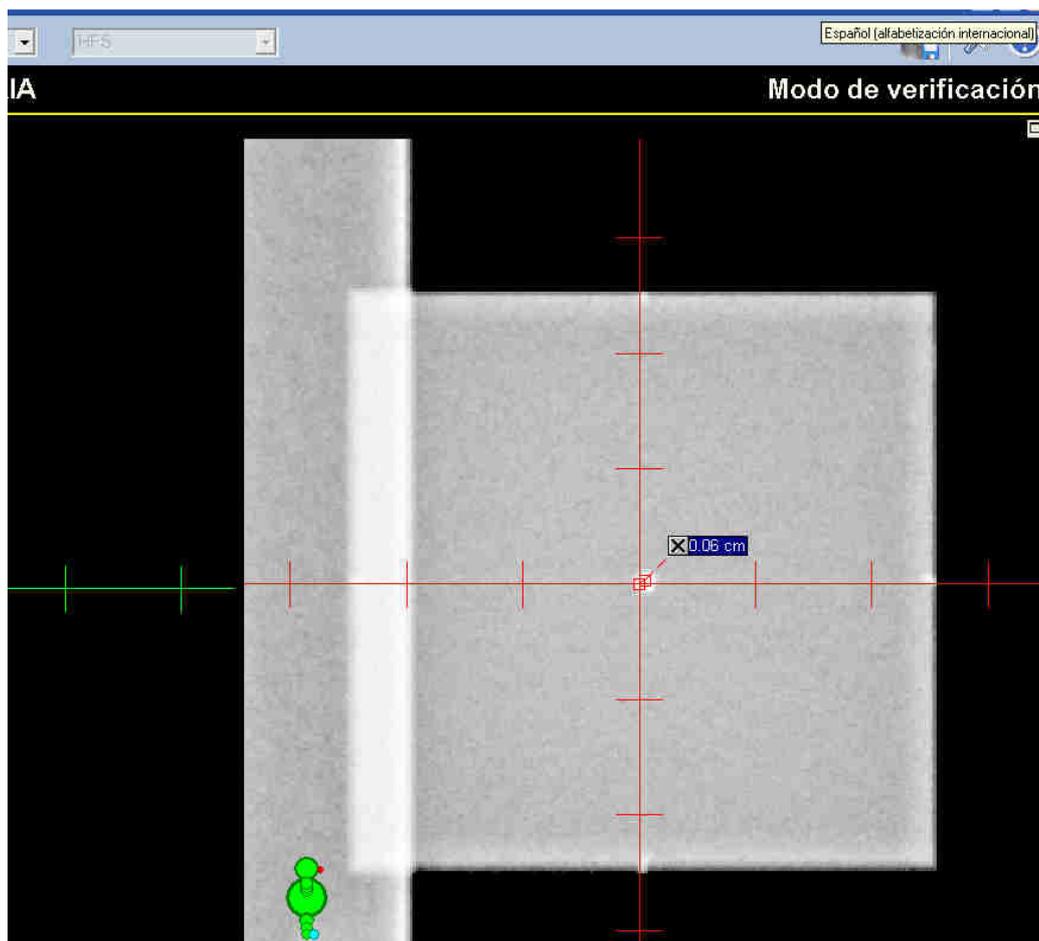
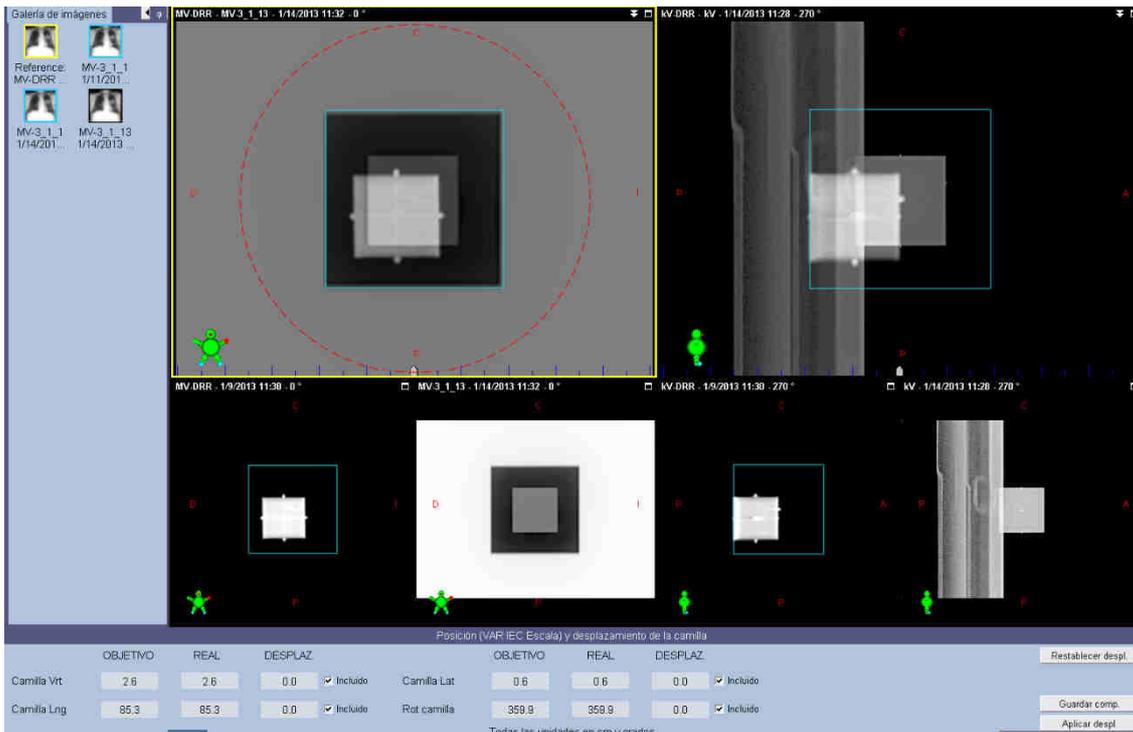


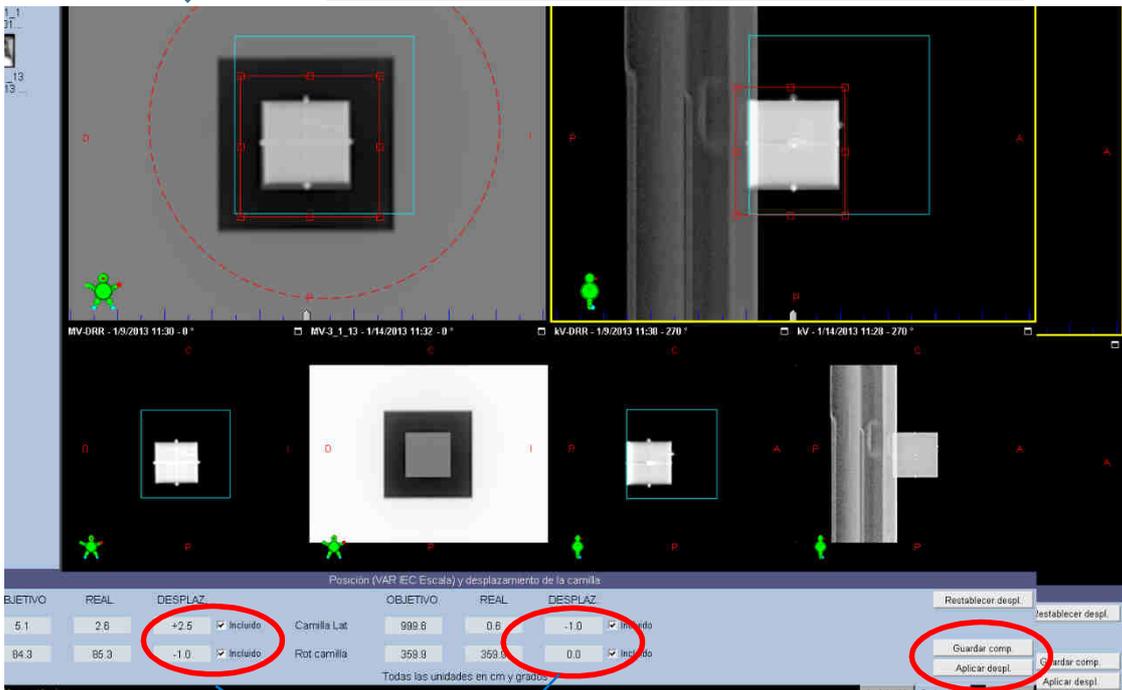
Figura 35: Verificación de la alineación del isocentro de radiación y el del sistema de imagen.

3.2.2.2. Matching 2D y 3D.

El objetivo de este test es verificar la exactitud en el posicionamiento tras aplicar los desplazamiento sugeridos por el software una vez que se ha realizado el registro, tanto en imagen planar (2D) como en imagen volumétrica (3D). Para ello, con el mismo maniquí de la prueba anterior, centrado con los láseres externos de la unidad, se registrarán las imágenes obtenidas en 2D o 3D con las imágenes de referencia de un campo planificado sobre el maniquí y desplazado en los tres ejes del espacio una cantidad conocida. Los desplazamientos sugeridos por el software se aplicarán y en el interior de la sala comprobaremos que el desplazamiento automático de la mesa lleva al maniquí al isocentro de planificación.



Tras el registro de imagen se aplican los desplazamientos sugeridos



Desplazamientos sugeridos por el software

3.2.2.3. Posicionamiento del sistema de imagen.

Un fallo en el posicionamiento del sistema de imagen, como por ejemplo, la pérdida de perpendicularidad del detector de imagen con el eje del tubo de RX, afectaría a la magnificación de la imagen, por lo que es esencial comprobar que tanto la fuente de RX como el detector de imagen se colocan a la distancia deseada. También se debe comprobar, mediante la adquisición de imágenes de un maniquí de dimensiones conocidas, que estas no se ven afectadas por ningún efecto de magnificación.

3.2.3. Calidad de Imagen

Los principales test realizados, independientemente de si se realizan con el sistema de kilovoltaje o con el de megavoltaje, son pruebas subjetivas, de valoración visual, y por tanto, se establecerá un estado de referencia inicial que permitirá controlar la constancia temporal de la calidad de la imagen. Las acciones correctivas (recalibración o reparación) se iniciaran si alguno de los parámetros se encuentra fuera de tolerancia respecto al valor de referencia establecido.

3.2.3.1. Calidad de Imagen 2D.

Para la realización de estos test en imagen 2D utilizaremos, el maniquí de Leeds TOR 18FG, que posee patrones de barras para la resolución espacial y elementos de bajo contraste, además de un filtro de Cu de 1 mm de espesor (véase Fig.36). El test de Leeds se sitúa directamente sobre el detector, se coloca un filtro de 1 mm de Cu a la salida del haz, y se usa un campo de 14x14 cm. El test se posiciona de tal manera que las barras formen un ángulo de 45 grados.



Figura 36. Maniquí TOR 18FG para control de calidad de imagen 2D. Recuperado de <https://www.ugap.fr>

- **Resolución espacial.**

Para esta prueba el maniquí TOR 18FG posee 21 patrones de barras con diferente espaciamiento entre ellos. Se adquiere una imagen del maniquí sin el filtro de Cu y con una técnica fija de [50 KV, 80 mA, 32 ms] para fluoroscopia y [50 KVp, 80 mA, 120 ms] para radiografía.

Debemos especificar el número de grupos que somos capaces de resolver en cada modalidad. Para decir que un grupo está resuelto debemos de ver todas las líneas que lo componen. En las pruebas de aceptación se establecerá el valor de referencia, que nos permitirá evaluar la constancia de la resolución espacial.

- **Resolución de bajo contraste.**

Para este test el maniquí tiene 18 círculos de 8 mm de diámetro con diferentes niveles de contraste. Se adquiere una imagen del maniquí con el filtro de Cu y con una técnica fija de [70 KV, 32 mA, 6 ms] para fluoroscopia y [75 KVp, 25 mA, 20 ms] en radiografía.

Debemos especificar el número de círculos que somos capaces de discernir en cada modalidad. En las pruebas de aceptación se establecerá el valor de referencia, que nos permitirá evaluar la constancia de la resolución espacial.

3.2.3.2. Calidad de imagen en CBCT.

Para las imágenes 3D usaremos el maniquí Catphan[®]504, compuesto por distintos módulos o secciones para el chequeo de estos parámetros. Cada uno de los test se realizará para dos CBCT adquiridos con protocolos estándar: uno de cabeza con filtro full fan, y otro de pelvis con filtro half fan. Las técnicas de adquisición de imagen 3D para cada uno de los protocolos son:

	Tensión (kVp)	Corriente (mA)	Tiempo (ms)	Exposición (mAs)
Cabeza	100	20	20	145
Pelvis	125	80	13	680

Tabla 4: Técnicas de adquisición de los modos de CBCT de cabeza y pelvi

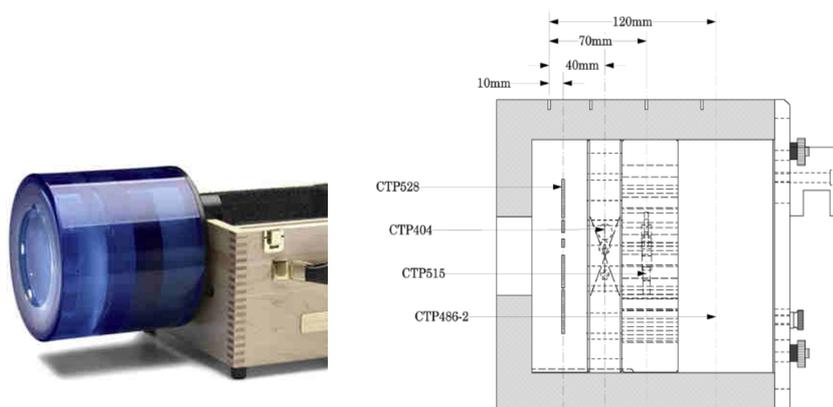


Figura 37. Maniquí Catphan y esquema de los módulos que lo componen. (The Phantom Laboratory, 2013)

• **Resolución espacial.**

La resolución espacial la evaluaremos visualmente mediante la adquisición de imágenes del maniquí Catphan, cuya sección CTP528 para la verificación de la resolución espacial o de alto contraste está formado por un patrón de 21 grupos de pares de líneas de interespaciado decreciente. El rango de resolución espacial comprende desde 0.5 cm del grupo 1 a 0.024 cm del grupo 21.

Debemos especificar el número de grupos que somos capaces de resolver en cada modalidad.

Línea Pair/cm	Gap Size
1	0.500 cm
2	0.250 cm
3	0.167 cm
4	0.125 cm
5	0.100 cm
6	0.083 cm
7	0.071 cm
8	0.063 cm
9	0.056 cm
10	0.050 cm

Línea Pair/cm	Gap Size
11	0.045 cm
12	0.042 cm
13	0.038 cm
14	0.036 cm
15	0.033 cm
16	0.031 cm
17	0.029 cm
18	0.028 cm
19	0.026 cm
20	0.025 cm
21	0.024 cm

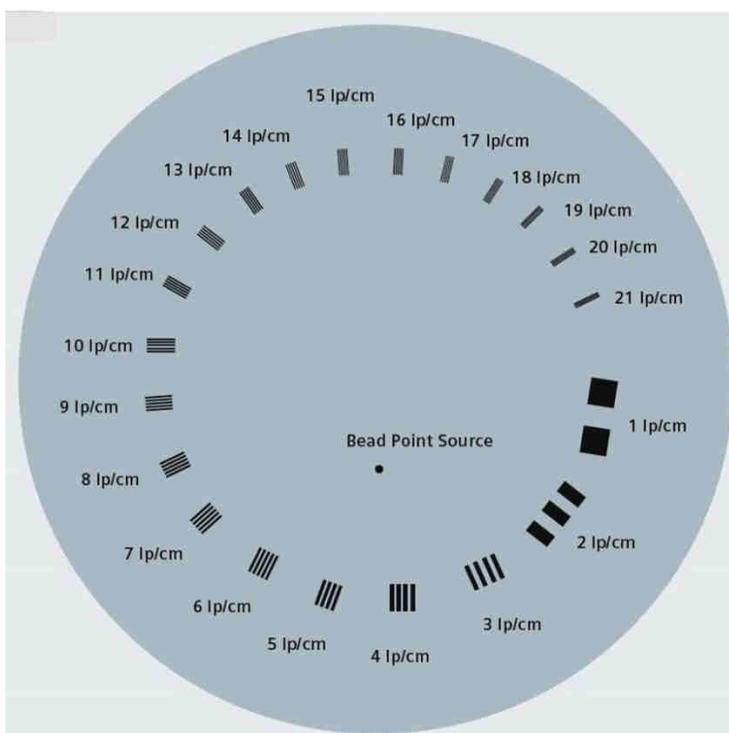
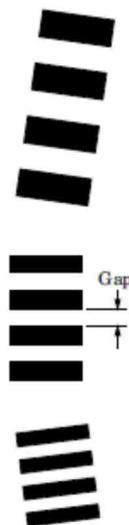


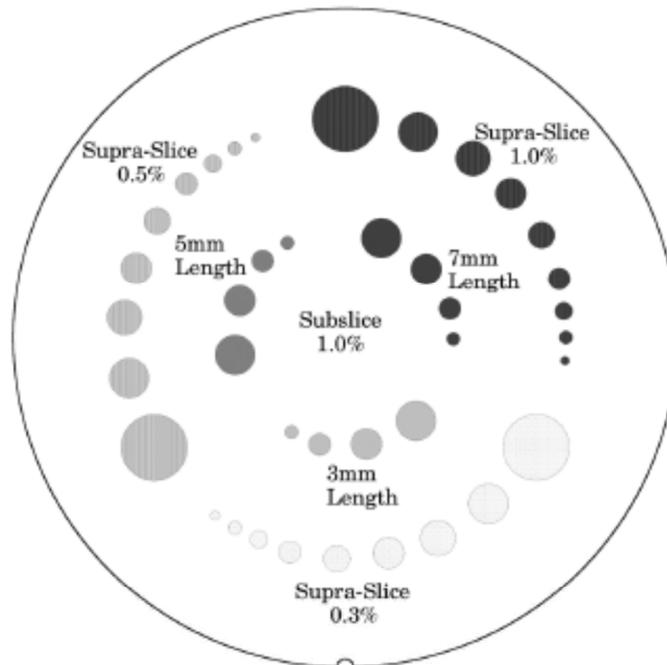
Figura 38. Módulo CTP528 para resolución de alto contraste. (The Phantom Laboratory, 2013)

- **Resolución a bajo contraste.**

Para este test se usa la sección CTP515, formada por insertos de diferente tamaño y contraste. Este test sólo se puede realizar para el protocolo de pelvis, ya que el protocolo de cabeza es de menor dosis.

El módulo está formado por tres grupos (contraste de 1%, 0.5% y 0.3%) de 9 círculos cada uno, con diámetros de 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 y 15 mm.

Debemos especificar el número de círculos que somos capaces de distinguir en cada modalidad.



The low contrast targets have the following diameters and contrasts:

Supra-slice target diameters

2.0mm
3.0mm
4.0mm
5.0mm
6.0mm
7.0mm
8.0mm
9.0mm
15.0mm

Subslice target diameters

3.0mm
5.0mm
7.0mm
9.0mm

Nominal target contrast levels

.3%
.5%
1.0%

Figura 39. Módulo CTP515 de resolución a bajo contraste. (The Phantom Laboratory, 2013)

- **Uniformidad.**

La uniformidad de la imagen la medimos en la sección CTP486 del maniquí Catphan, que proporciona una región de densidad uniforme. Se eligen un ROI cuadrado de pequeño tamaño (20 píxeles x 20 píxeles) que se posiciona en el centro del maniquí y en los cuatro puntos cardinales. Al tratarse de una región donde la densidad del material es constante, el valor de las UH dentro de las ROIs debe mantenerse constante.

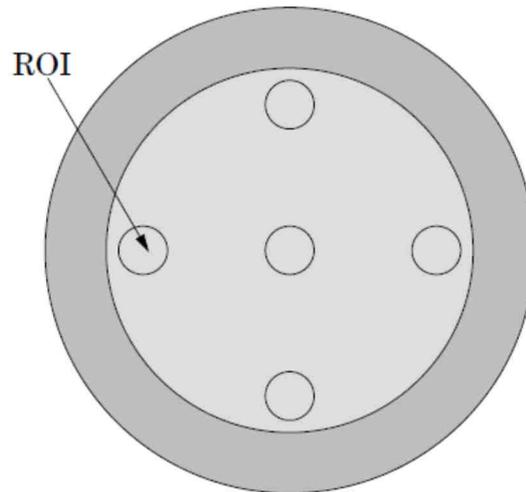


Figura 40. Módulo CTP486 para la uniformidad. (The Phantom Laboratory, 2013)

- **Linealidad y Números CT.**

Tanto para la linealidad espacial como para verificar la reproducibilidad y exactitud de los números CT usamos la sección CTP404 del maniquí Catphan.

Para la linealidad espacial, medimos la distancia entre los cuatro círculos centrales (tres de aire y uno de teflón), cuya separación es de 50 mm.

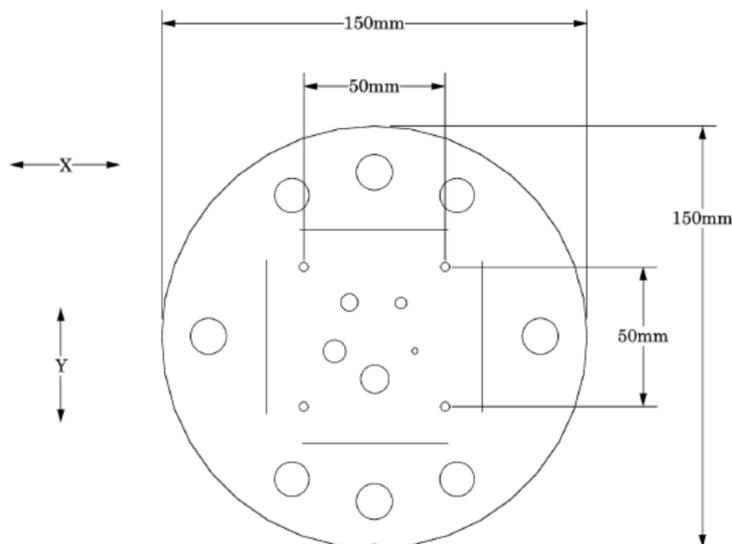


Figura 41. Módulo CTP404 para la linealidad espacial. (The Phantom Laboratory, 2013)

Para verificar la exactitud y reproducibilidad de los números CT, El módulo dispone de varios insertos de materiales conocidos. Se miden las UH en cada uno de ellos y se compara con su valor de referencia, que serán establecidos durante la aceptación del sistema de imagen.

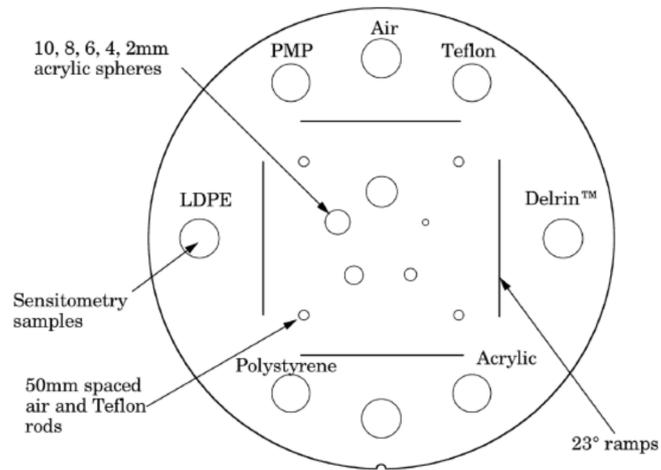


Figura 42. Módulo CTP4040 para la verificación de los números CT. (The Phantom Laboratory, 2013)

3.3. Calibración del sistema de imagen OBI.

En la puesta en marcha de los equipos de IGRT se realizan una serie de pruebas para ajustar diversos parámetros, escalas o índices que asegurarán que el sistema de IGRT proporcione una calidad de imagen óptima. La constancia de estos parámetros se verificará a través del programa de control de calidad, y si alguno de los parámetros chequeados excede las tolerancias establecidas, o bien el radiofísico o bien el técnico de la empresa suministradora, realizará las pruebas iniciales de puesta en marcha para devolver al sistema a su estado de referencia. A este conjunto de pruebas se le denomina “Calibración del Sistema de Imagen”.

Al igual que las pruebas que constituyen el programa de control de calidad, las calibraciones del equipo se deben realizar de forma periódica, para evitar una deriva excesiva del valor de los parámetros que se traduzca en una pérdida de calidad de imagen significativa. Por ello, es necesario incluir esta batería de test en el calendario de control de calidad del equipo.

En el caso del sistema de IGRT de VARIAN (OBI), el proceso de calibración se divide en dos partes: calibración mecánica y calibración del sistema de imagen (Varian Medical Systems, 2010).

3.3.1. Calibración mecánica.

La calibración mecánica del sistema de imagen, en nuestro servicio, la realiza normalmente el servicio técnico de la empresa suministradora con la colaboración del personal de radiofísica y en las fechas programadas según el Protocolo de Control de Calidad. La calibración mecánica está compuesta por los siguientes tests:

- **Calibración de los ejes mecánicos.** En este proceso se calibran los brazos robóticos que soportan los tres dispositivos que constituyen el sistema de imagen, la fuente de kV, el detector de kV y el detector de MV. Se establece un punto de referencia para cada uno de los elementos, a partir del cual realizará sus movimientos.
- **Calibración de isocentros.** Se hace coincidir los centros de los tres dispositivos, fuente de kV, detector de kV y detector de MV, con la posición del centro de radiación del acelerador lineal.
- **Calibración de las mandíbulas del colimador de la fuente de kV.** Se ajustan las posiciones mecánicas de las mandíbulas para que coincidan con los valores nominales seleccionados en el software, en la posición del isocentro.
- **Calibración del generador de RX.** Se calibran los parámetros de exposición para todos los modos de adquisición existentes, asegurando que los parámetros nominales seleccionados en el software coinciden con los administrados realmente.

3.3.2. La calibración del sistema de imagen.

Es un proceso que corrige la posible respuesta no uniforme del sistema detector y las no uniformidades de la tasa de fluencia de la fuente de kV. Las variaciones en la amplificación de los píxeles, la antigüedad o la temperatura son factores que pueden provocar esta falta de uniformidad. En nuestro servicio, la calibración del sistema de imagen la realiza el personal de Radiofísica, con la frecuencia establecida en el Protocolo de Control de Calidad o cuando se observa un deterioro significativo de la imagen. Los tests que constituyen la calibración del sistema de imagen son:

3.3.2.1. Calibración “Flood Field” (FF).

Este procedimiento requiere la adquisición de dos tipos de imagen. Por un lado, el sistema necesita una imagen de fondo, “Dark field” (DF), que se obtiene 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.

También se necesita una imagen homogénea adquirida durante la irradiación, “Flood Field” (FF), que al igual que la DF, es obtenida como un promedio de imágenes consecutivas, en un campo grande y sin ningún objeto. Esta imagen 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 43. Calibración FF. De izquierda a derecha: DF, FF e imagen calibrada. (Varian Medical Systems, 2010)

3.3.2.2. Corrección del mapa de píxeles.

En este procedimiento se corrigen los píxeles defectuosos mediante la adquisición de una imagen de deriva “Drift Image” consistente en la substracción de dos imágenes de fondo DF, de tal manera que en la imagen resultante se puede 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 de 40.000, típicamente los píxeles defectuosos no sobrepasan los pocos miles.

3.3.3. Calibraciones específicas del modo CBCT.

La calibración de los modos de adquisición CBCT es necesaria siempre que se configure un nuevo modo o cuando los modos existentes presenten algún parámetro fuera de las tolerancias establecidas en el Protocolo de Control de Calidad. Esta calibración se realiza de modo independiente para cada protocolo de adquisición y comprende el siguiente conjunto de pruebas:

3.3.3.1. Calibración geométrica.

La calibración geométrica estima la posición del isocentro del sistema de imagen kV, siendo esta posición la que se utilice como isocentro del CBCT.

Para esta calibración se requiere un maniquí de geometría conocida, en nuestro caso, VARIAN suministra para ello un maniquí cilíndrico con cinco agujas insertadas en su interior (véase Fig.44). Se adquieren una serie de imágenes del maniquí a distintas angulaciones del gantry y se comparan con las proyecciones teóricas esperadas. Las diferencias entre ambos conjuntos de proyecciones sirven para corregir las proyecciones adquiridas por el CBCT, y que se atribuyen a cambios en la posición del tubo de RX o en el detector.

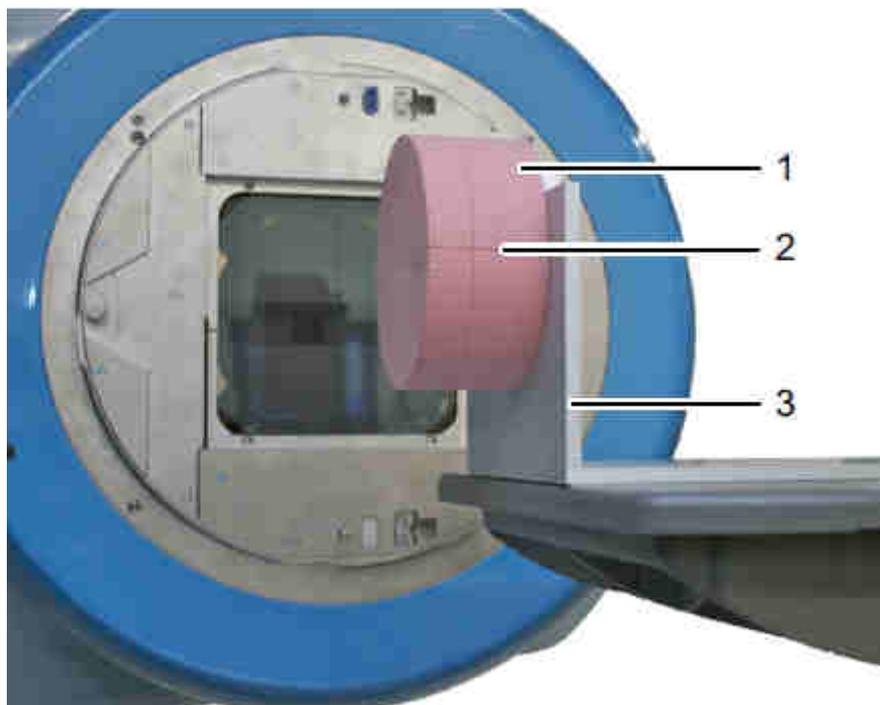


Figura 44. 1) Maniquí de calibración geométrica. 2) Marcas de alineación con láseres. 3) Soporte del maniquí. (Varian Medical Systems, 2010)

3.3.3.2. Calibración del sistema de imagen.

Además de las pruebas de calibración descritas anteriormente para el sistema de imagen, calibración Flood Field y corrección del mapa de píxeles, los distintos modos CBCT requieren, para ofrecer la mayor calidad de imagen, la realización de otro tipo de calibraciones tales como:

- **Calibración en aire:** Corrige los posibles artefactos en forma de anillo de las imágenes reconstruidas. Se debe realizar para todos los modos de adquisición del CBCT con y sin filtro.
- **Calibración de las unidades de Hounsfield.** Su objetivo es asignar las unidades de Hounsfield (UH) a los píxeles de las imágenes reconstruidas. Para ello se utiliza uno de los módulos del maniquí Catphan, que contiene un conjunto de insertos de distintas densidades que cubre todo el rango de trabajo. Esta calibración debe hacerse para todos los modos disponibles y con sus correspondientes filtros.

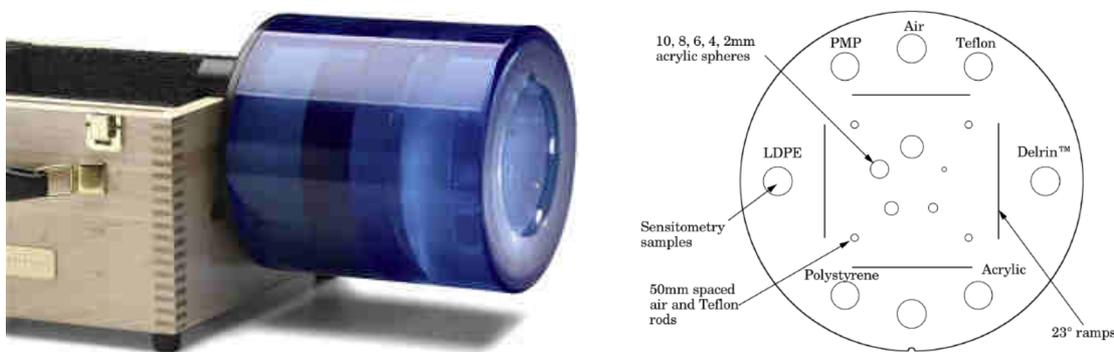


Figura 45. Maniquí Catphan y sección del maniquí con materiales de distinta densidad. (The Phantom Laboratory, 2013)

- **Calibración de normalización.** Evalúa la dispersión y el endurecimiento del haz que pueden provocar artefactos de cupping en objetos homogéneos, o artefactos de rayas y bandas negras en objetos densos o heterogéneos.

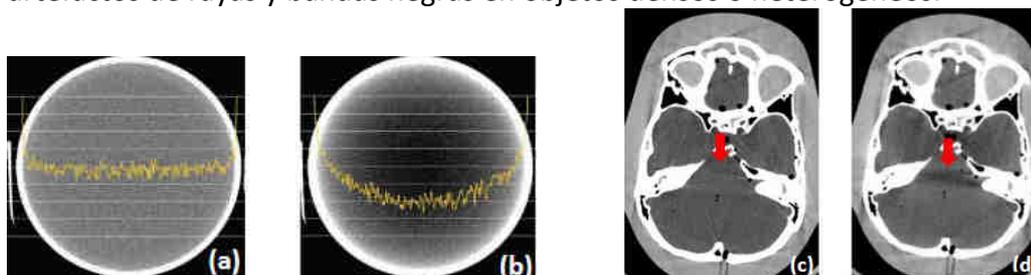


Figura 46. (a) Corte axial de la imagen de TC de un cilindro homogéneo sin endurecimiento de haz donde la línea amarilla representa el perfil central. (b) mismo corte no homogéneo debido al endurecimiento del haz (efecto cupping). (c) corte axial de la imagen de TC de cráneo sin endurecimiento del haz. (d) mismo corte con el artefacto de banda oscura que señala la flecha roja debido al endurecimiento del haz. Recuperado de <http://www.needgoo.com>.

Para ello se utilizan dos maniqués uniformes de polietileno de 25 cm de diámetro y de poliuretano de 40 cm de diámetro para los modos con filtros Full fan y Half fan, respectivamente. El sistema compara la transmisión medida con la teórica para estos materiales.

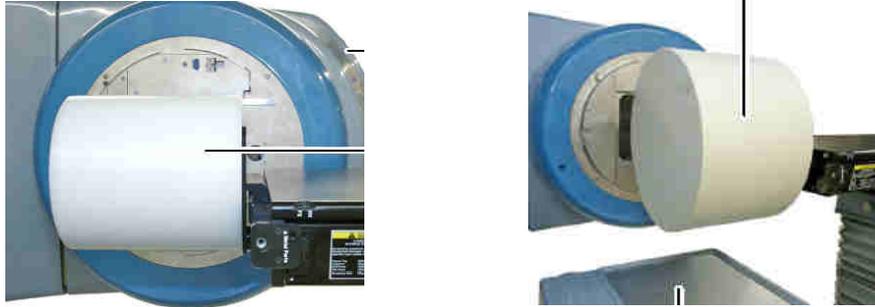


Figura 47. Maniqués de uniformidad de cabeza (25 cm) y de cuerpo (40 cm)
(Varian Medical Systems, 2010)

3.4. Dosis en CBCT.

Los organismos internacionales como la AAPM o la IAEA, proponen diversas maneras de medir la dosis administrada por el sistema CBCT. En nuestro servicio, no se dispone de equipamiento dedicado para la medida de dosis en tomografía computarizada de haz cónico, tal y como recomiendan los métodos utilizados por la AAPM, sino que se utiliza el mismo sistema de medida que en la tomografía computarizada de haz estrecho, TC estándar. Por lo tanto, se mide la dosis siguiendo las recomendaciones de la IAEA:

$$CTDI_{100,modo\ CBCT} = CTDI_{100,ref} \times \left(\frac{CTDI_{free-in-air,modo\ CBCT}}{CTDI_{free-in-air,ref}} \right)$$

Como ha quedado reseñado anteriormente, el método de medida de dosis empleado en las TC de haz estrecho, basado en la obtención del índice dosimétrico $CTDI_w$, es poco práctico para medir la dosis en CBCT. Sin embargo, el sistema OBI de Varian ofrece la posibilidad de colimar el haz ajustando el tamaño del campo de kV, por lo que podemos aproximarnos a las condiciones de un haz estrecho. Así, podemos usar la cámara lápiz teniendo en cuenta que esta medida, aunque no ofrecerá información de la región de la penumbra, si proporcionará una medida razonable de la dosis en la región central del FOV. Para distinguir esta dosis de la medida propiamente con el $CTDI_w$, nos referiremos a ella como índice de dosis del haz cónico ($CBDI_w$). Al igual que el $CTDI_w$, el $CBDI_w$ refleja la variación de la deposición de dosis en profundidad ponderada por la dosis en la periferia (p) y la dosis en el centro (c) del maniquí.

$$CBDI_w = \frac{1}{3} CBDI_c + \frac{2}{3} \overline{CBDI}_p [mGy]$$

donde

$CBDI_c$ es la dosis medida en el eje central de maniquí y

\overline{CBDI}_p es la dosis media en la periferia del maniquí, a 1 cm de profundidad de la superficie en las posiciones correspondientes a los ángulos del gantry 0° , 90° , 180° y 270° .

Para la medida del $CBDI_w$ se utiliza un electrómetro DosiMaxPlus (IBA), una cámara de ionización tipo lápiz DCT10-RS/Lemo (IBA), dos maniquíes cilíndricos de 15 cm de alineados con la ayuda de los láseres externos en el isocentro de radiación. Colimamos el haz cerrando las mandíbulas del tubo de RX de tal manera que la longitud efectiva del escaneo sea de 20 mm, y utilizaremos este campo de referencia para obtener el $CBDI$ en cada posición de la cámara y para cada modo.



Figura 48. Maniquí de medida de dosis CBCT, cámara lápiz y electrómetro



Figura 49. Dispositivo experimental para la medida de dosis del CBCT.

Medimos el $CBDI_w$ para los modos de CBCT que se usan en nuestro servicio, “Standard Dose Head” y “Pelvis”, cuyas técnicas de adquisición se recogen en la siguiente tabla:

	Standard Dose Head	Pelvis
Tensión RX (kVp)	100	125
Corriente RX (mA)	20	80
Exposición (mAs)	145	680
Tiempo/proyección (ms)	20	13
Nº de proyecciones	360	655
FOV	Full Fan (25 cm)	Half Fan (45 cm)
Filtro	Full Fan	Half Fan

Tabla 5. Técnicas de adquisición de los modos CBCT.

PROCEDIMIENTO DE TRABAJO PARA LA PUESTA EN MARCHA DE LA IGRT.

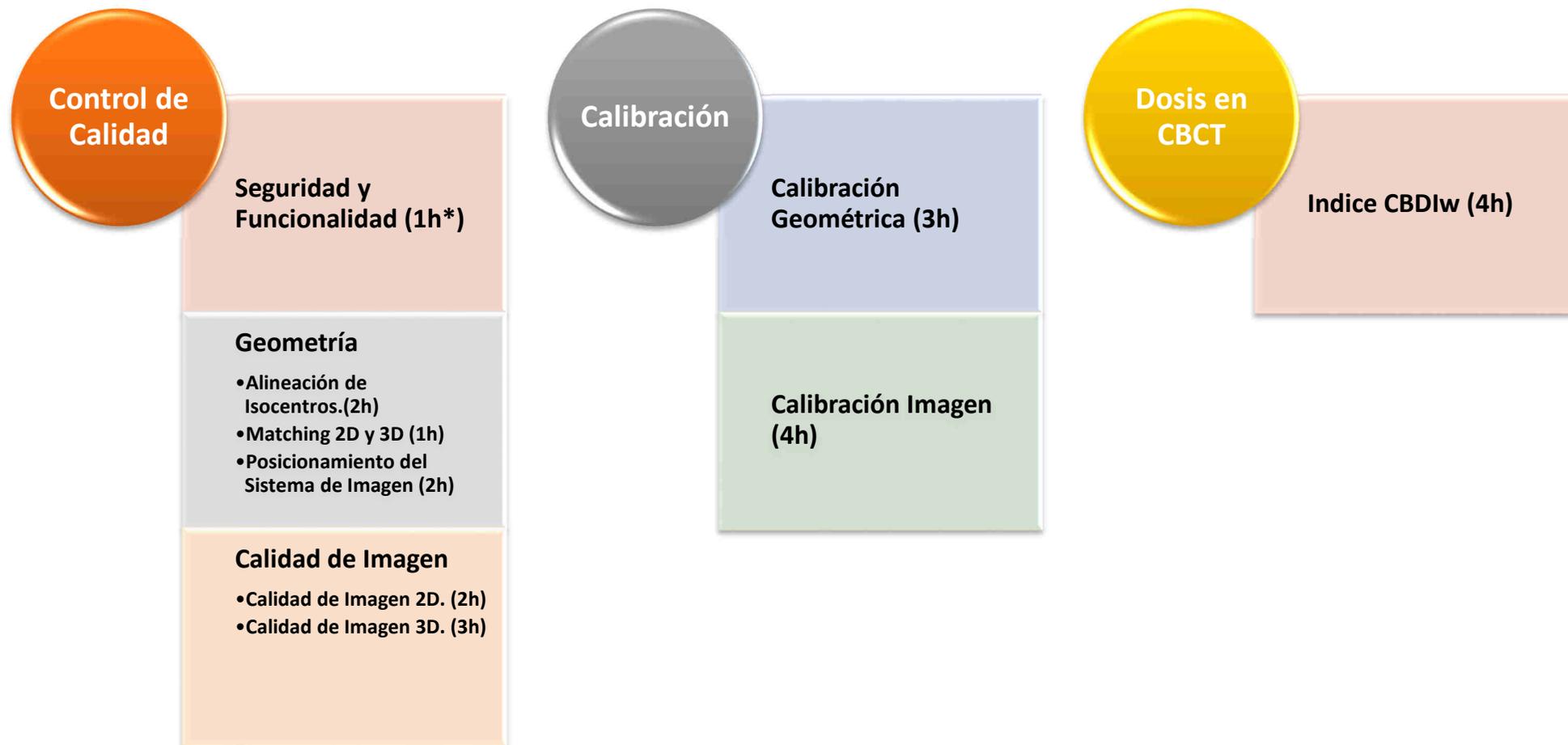


Tabla 6. Esquema de trabajo para la puesta en marcha del sistema de IGRT. (*) Tiempo empleado en el acelerador lineal.

4 Resultados

4.1. Protocolo General propuesto para la puesta en marcha de un sistema de IGRT.

Tras la aceptación del sistema de imagen, el esquema de trabajo que se propone realizar para la implantación de la IGRT, consta de tres partes claramente diferenciadas:

- Puesta en marcha de un Protocolo de Control de Calidad del Sistema de Imagen.
- Calibración del Sistema de Imagen.
- Dosis administrada por el Sistema de Imagen en el modo CBCT.

Este procedimiento queda esquematizado en la Tabla 6 de la sección anterior, donde se referencian los tiempos de ocupación del acelerador lineal para su realización. El tiempo requerido para procesar y analizar los datos obtenidos en estos test no queda reflejado en dicha tabla.

Cabe señalar que el esquema de puesta en marcha, así descrito, solo considera la parte física del procedimiento. El comisionado clínico de esta técnica queda fuera del objeto de este trabajo, aunque se describirán algunos de estos aspectos en el apartado 6 del documento.

4.2. Descripción del Protocolo de Control de Calidad del sistema de imagen OBI de Varian.

Con la ayuda de las guías referenciadas (Grupo de Trabajo de IGRT de la SEFM, 2012) (Bissonnette, Dong, & al., 2012) (Task Group Authors: J.D. Fontenot, H. Alkhatib, J.A. Garret, A.R Jensen, S.P McCullough, A.J. Olch, B.C. Parker, C.J. Yang, L.A. Fairbent, AAPM Staff, 2014), de las recomendaciones del fabricante (Varian Medical Systems, 2010) (Yoo & at col, 2006) y de los manuales de los maniqués de verificación (The Phantom Laboratory, 2013) se elabora el programa de control de calidad del sistema de imagen OBI en el Servicio de Radiofísica del Hospital Virgen de la Arrixaca.

Las calibraciones del sistema de imagen, en nuestro servicio, las realiza el personal de radiofísica asistido por el técnico de Varian. Se sigue el procedimiento propio de la empresa, por lo que no se recogen los tests en el protocolo de control de calidad. Las calibraciones se realizan anualmente, o por necesidad de reajuste del equipo.

Nuestro programa de control de calidad se estructura en tres bloques, cuyas periodicidades y tiempo empleado para su realización se recogen en la siguiente tabla:

TEST SEGURIDAD Y FUNCIONALIDAD OBI	Frecuencia	Tiempo realización
Calentamiento de Tubo	Diario	1h
Bloqueo de Puertas		
Luces indicadoras de disparo		
Alarma acústica de disparo		
Detección de colisiones		
TEST GEOMETRICOS		
Isocentro OBI/MV	Diario	1h
Matching 2D/2D-3D y desplazamientos de mesa	Diario	2h
Posicionamiento OBI-EPID y magnificación	Mensual	2h
Isocentro OBI/MV y giro de gantry	Mensual	2h
CALIDAD DE IMAGEN		
Calidad de Imagen del Sistema kV: Resolución espacial Resolución a bajo contraste	Semestral	2h
Calidad de Imagen CBCT: Linealidad espacial Uniformidad Resolución espacial Resolución de bajo contraste Linealidad número CT	Semestral	3h

Tabla 7. Pruebas del Control de Calidad del OBI

A continuación se recogen los tests de forma detalla, tolerancias y periodicidades.

PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DEL SISTEMA DE IMAGEN DE IGRT DEL SERVICIO DE RADIOFÍSICA DEL HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO VIRGEN DE LA ARRIXACA.

1. TEST DE SEGURIDAD Y FUNCIONALIDAD DEL OBI.-

Objetivo.-

Comprobar el correcto funcionamiento de las seguridades del sistema de imagen OBI.

Procedimiento:

- Calentamiento del tubo: Administrar 20s de irradiación con fluoroscopia, 75kVp, 50 mA, 32 ms.
- Bloqueo de puertas: Comprobar que el generador de RX se bloquea al abrir la puerta.
- Luces indicadoras de disparo: Comprobar que se enciende la luz indicadora de disparo durante el mismo
- Alarma acústica de disparo: Comprobar que suena la alarma acústica de disparo durante el mismo
- Detección de colisiones: Comprobar que al presionar las carcasas del OBI saltan los bloqueos de colisión

Periodicidad.-

Diario.

2. VERIFICACIÓN DIARIA DEL ISOCENTRO DEL OBI/MV.-

Objetivo.-

Comprobar que el isocentro de radiación coincide con el isocentro de la retícula proporcionada por la aplicación OBI.

Materiales.-

Maniquí OBI (Isocentre Cube Assy)
Software OBI.

Procedimiento:

1. Colocar el maniquí sobre la mesa, centrándolo en el isocentro con ayuda de los láseres.
2. Abrir la aplicación OBI
3. Seleccionar y cargar el paciente ID: "OBI verificación".
4. Posicionar los brazos del sistema de kilovoltaje en la posición preestablecida (KVD (-50,0,0); KVS (100,0)).
5. Activar los campos del plan "Isocentro"
6. Para los campos de kV seleccionar la técnica: Fluoroscopia/Anatomía: None/ 45kVp/25 mA/4 ms/ ABC off/
7. Adquirir las imágenes para cada campo
8. Análisis de Imágenes
 - a. Seleccionar la imagen
 - b. Seleccionar la retícula de la aplicación.
 - c. Medir distancia entre el centro de la bolita y el centro de la retícula en cada una de las imágenes.
 - d. Anotar las medidas realizadas.

Gantry		MV	KV
0º	ap (MV)		---
	ld (kV)	----	

Tolerancias.-

La distancia entre el centro de la marca radiopaca y el centro de la rejilla debe ser inferior a **1.5 mm**

Periodicidad.-

Diario

3. VERIFICACIÓN MATCHING 2D-2D/3D Y DESPLAZAMIENTOS AUTOMÁTICOS DE MESA.-

Objetivo.-

Verificar que tanto el Matching 2D-2D/3D como los desplazamientos sugeridos por el software se aplican correctamente desde el puesto de control.

Materiales:

Maniquí OBI (Isocentre Cube Assy)

Software OBI.

Procedimiento:

1. Colocar el maniquí sobre la mesa, centrándolo en el isocentro con ayuda de los láseres.
2. Abrir la aplicación OBI
3. Seleccionar y cargar el paciente ID: "OBI verificación".
4. Posicionar los brazos del sistema de kilovoltaje en la posición preestablecida (KVD (-50,0,0); KVS (100,0)).
5. Activar los campos del plan "Isocentro"
6. Para los campos de kV seleccionar la técnica: Fluoroscopia/Anatomía: None/ 45kVp/25 mA/4 ms/ ABC off/
7. Adquirir las imágenes para cada campo
8. Seleccionar comparación 2D-2D o 3D/3D. (Para los campos CBCT seleccionar protocolo de cabeza estándar)
9. Desplazar el centro de la imagen a la posición del PTV.
10. Seleccionar comparación automática, anotar y aplicar los desplazamientos.
11. Verificar la posición del maniquí.

	Lateral	Vertical	Longitudinal
Desplazamientos Referencia			
Desplazamientos Reales			

Tolerancias.-

La diferencia entre los desplazamientos de referencia y los Reales no puede ser mayor de 2 mm en cada dirección.

Periodicidad.-

Diario

4. VERIFICACIÓN DEL ISOCENTRO DEL OBI CON EL GIRO DE GANTRY.-

Objetivo.-

Los ejes de la fuente y el detector de kV deben ser coincidentes con el eje de rotación del gantry y debe estar confinados en una esfera de radio menor o igual de 1.5 mm para cualquier giro del gantry.

Materiales:

Maniquí OBI (Isocentre Cube Assy)
Software OBI.

Procedimiento:

1. Colocar el maniquí sobre la mesa, centrándolo en el isocentro con ayuda de los láseres.
2. Abrir la aplicación OBI
3. Seleccionar y cargar el paciente ID: "OBI verificación".
4. Posicionar los brazos del sistema de kilovoltaje en la posición preestablecida (KVD (-50,0,0); KVS (100,0)).
5. Activar los campos del plan "**Isocentro-Gantry**"
6. Para los campos de kV seleccionar la técnica: Fluoroscopia/Anatomía: None/ 45kVp/ 25 mA/4 ms/ ABC off/
7. Adquirir las imágenes para cada campo
8. Análisis de Imágenes
 - a. Seleccionar la imagen
 - b. Seleccionar la retícula de la aplicación.
 - c. Medir distancia entre el centro de la bolita y el centro de la retícula en cada una de las imágenes.
 - d. Anotar las medidas realizadas.

Gantry		MV	KV
0°	ap (MV)		---
	ld (kV)	----	
90°	li (MV)		---
	ap (kV)	---	
180°	pa (MV)		---
	li (kV)	---	
270°	ld (MV)		---
	pa (kV)	---	

Tolerancias.-

La distancia entre el centro de la marca radiopaca y el centro de la rejilla, para todos los ángulos del gantry, debe ser inferior a **1.5 mm**

Periodicidad.-

Mensual.

5. POSICIONAMIENTO DEL OBI.-

Objetivo:

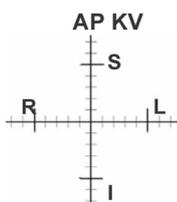
Un mal posicionamiento del sistema KVD-KVS afecta a la magnificación de la imagen, por lo que es necesario verificar el posicionamiento. Comprobar que tanto la fuente como el detector del sistema de imagen de kV se colocan a la distancia deseada.

Materiales:

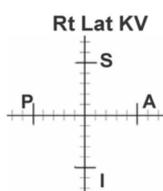
Maniquí OBI (Isocentre Cube Assy)
Software OBI.

Procedimiento:

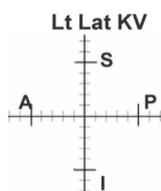
1. Colocar el maniquí sobre la mesa, centrándolo en el isocentro con ayuda de los láseres.
2. Abrir la aplicación OBI
3. Seleccionar y cargar el paciente ID: "OBI verificación".
4. Posicionar los brazos del sistema de kilovoltaje en la posición preestablecida (KVD (-50,0,0); KVS (100,0)).
5. Activar los campos del plan kV-kV
6. Seleccionar la técnica: Fluoroscopia/ 45kVp/25 mA/4 ms/ ABC off
7. Adquirir las imágenes para cada campo: ld(G=0°); ap(G=90°); li(G=180°); pa (G=270°)
8. Analizar las imágenes:
 - a. Abrir la aplicación "Offline Review"
 - b. Seleccionar la imagen
 - c. Seleccionar la retícula de la aplicación.
 - d. Medir distancia entre los centros de las marcas radiopacas de los lados del cubo en cada una de las direcciones.
 - e. Anotar las medidas realizadas:



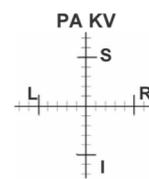
S/I: ____ mm
R/L: ____ mm



S/I: ____ mm
P/A: ____ mm



S/I: ____ mm
A/P: ____ mm



S/I: ____ mm
L/R: ____ mm

Tolerancias.-

Las distancias en cualquier dirección **< 1.5 mm**

Periodicidad.-

Mensual.

6. POSICIONAMIENTO DEL SISTEMA DE IMAGEN PORTAL (MV).-

Objetivo:

Un mal posicionamiento del sistema MVD afecta a la magnificación de la imagen, por lo que es necesario verificar el posicionamiento.

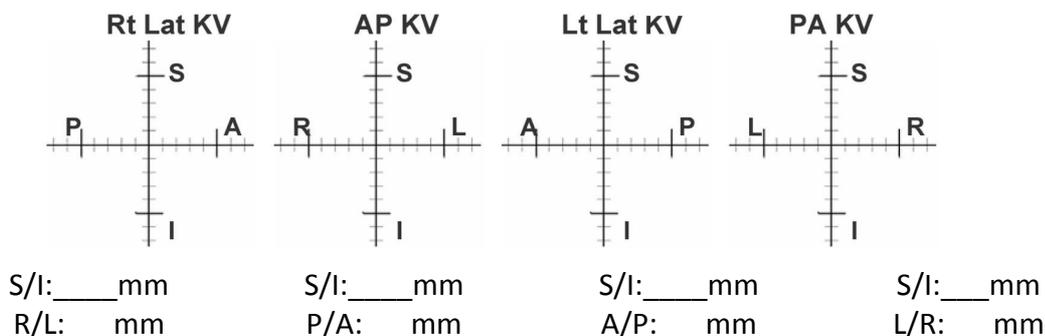
Materiales:

Maniquí OBI (Isocentre Cube Assy)

Software OBI.

Procedimiento:

1. Colocar el maniquí sobre la mesa, centrándolo en el isocentro con ayuda de los láseres.
2. Abrir la aplicación OBI
3. Seleccionar y cargar el paciente ID: "OBI verificación".
4. Posicionar el sistema de imagen portal en la posición automática (MVD (50,0,0)).
5. Activar los campos del plan MV-MV
6. Adquirir las imágenes para cada campo: ap(G=0°); li(G=90°); pa(G=180°); ld (G=270°)
7. Analizar las imágenes:
 - a. Abrir la aplicación "Offline Review"
 - b. Seleccionar la imagen
 - c. Seleccionar la retícula de la aplicación.
 - d. Medir distancia entre los centros de las marcas radiopacas de los lados del cubo en cada una de las direcciones.
 - e. Anotar las medidas realizadas:



Tolerancias.-

Las distancias en cualquier dirección **≤ 1.5 mm**

Periodicidad.-

Mensual.

7. SISTEMA DE kV: CALIDAD DE IMAGEN 2D.-

Objetivo.-

Comprobar que la calidad de la imagen obtenida con el modo de adquisición de fluoroscopia, permanece estable respecto al estado de referencia inicial.

Material.-

TOR 18FG

Software OBI.

Procedimiento.-

1. Girar el gantry a 90° y colocar el test de imagen, TOR 18FG, en el centro del detector de aSi.
2. Situar los brazos del OBI en las posiciones KVD: (-50,0,0) y KVS (100,0)
3. Abrir completamente los colimadores del KVS
4. Seleccionar y cargar el paciente ID: "kV calidad de imagen".
5. Activar el campo "kV" del plan "kV Calidad de Imagen"

Resolución Espacial.-

- a. Adquirir una imagen fluoroscópica con la técnica (50 kVp, 50mA, 6ms, ABC off)
- b. Anotar el número de grupos que se pueden resolver y comparar con los valores de referencia

Resolución Espacial		
Modo	Referencia (ppl/mm)	Real (ppl/mm)
Fluoroscopia	1.25	

Resolución a bajo contraste.-

- a. Situar un filtro de 1 mm de cobre a la salida del KVS, asegurándose que la colimación no excede el tamaño del cobre.
- b. Adquirir una imagen fluoroscópica con la técnica (75 kVp, 25mA, 4ms, ABC off)
- c. Anotar el número de discos visibles y compararlos con la referencia

Resolución a Bajo Contraste		
Modo	Referencia	Real
Fluoroscopia	13	

8. CBCT: CALIDAD DE IMAGEN 3D.-

Objetivo.-

Comprobar que la calidad de la imagen obtenida con el modo de adquisición CBCT permanece estable respecto al estado de referencia inicial.

Material.-

Maniquí CATPHAN
Software OBI
Filtros Half Fun y Full Fan Bow-Tie

Procedimiento.-

El control de calidad de imagen para CBCT se debe realizar para dos modos de operación, por lo que se deben adquirir dos CBCT: Estándar Dose Head y Pelvis.

1. Alinear el maniquí con el isocentro de radiación con ayuda de los láseres.
2. Colocar el filtro adecuado (Half Fun Bow-Tie para pelvis y Full Fun Bow-Tie para Estándar Dose Head).
3. Abrir la aplicación CBTC.
4. Seleccionar y cargar el paciente ID: "CBCT calidad de imagen".
5. Abrir el paciente "CBCT calidad de imagen" en el treatment y activar el campo "CBCT" del plan "CBCT Calidad de Imagen".
6. Realizar un CBTC con los siguientes parámetros:
 - a. Espesor de corte: 2.5 mm.
 - b. Matriz Resolución: 384x384.
 - c. Modo: Full Fan (Estándar Dose Head); Half Fan (Pelvis).
7. Analizar la Imagen:

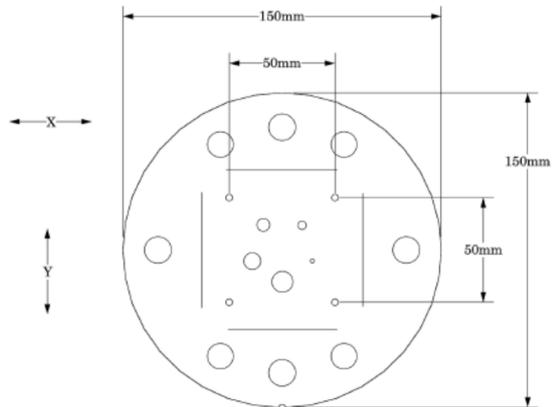
Linealidad Espacial.-

Se verifica la distancia que existe entre los cuatro círculos centrales (tres de aire y uno de teflón) separados 50 mm.

1. Seleccionar el corte de la imagen de CBCT que contiene el módulo de Linealidad Espacial.
2. Medir la distancia entre los cuatro agujeros del CATPHAN.
3. Anotar los resultados.

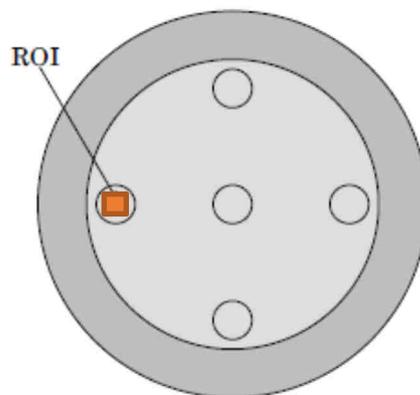
Linealidad Espacial		
Modo	Referencia	Medida
Standard Dose Head	50 mm	
Pelvis	50 mm	

4. Tolerancia: $\pm 1\%$



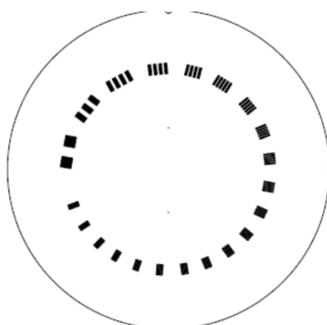
Uniformidad.-

1. Seleccionar el corte de la imagen de CBCT que contiene el módulo de Uniformidad.
2. Seleccionar **TOOLS-MEASURE-HISTOGRAM** y dibujar 5 ROIs cuadrados de 20x20 píxeles situados tal y como indica la figura.
3. Tomar como valor de referencia las UH del ROI central y calcular las desviaciones de los ROIs periféricos respecto al central.
4. Tolerancia: $\pm 40\text{HU}$.



Resolución Espacial.-

1. Seleccionar el corte de la imagen de CBCT que contiene el módulo de Patrón de Barras.
2. Anotar el número de grupos que se pueden resolver para cada modo de adquisición.



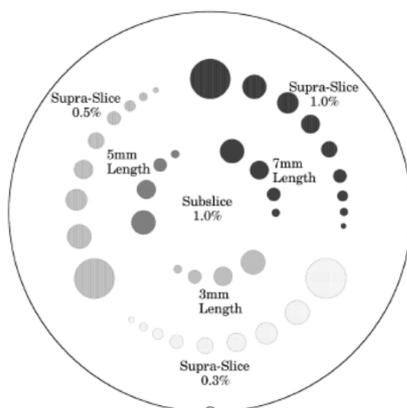
3. Anotar y comparar con los valores de referencia

Resolución Espacial		
Modo	Referencia (ppl/cm)	Real (ppl/cm)
Standard Dose Head	7	
Pelvis	6	

Resolución de bajo Contraste.-

La resolución a bajo contraste sólo se puede chequear en el modo de adquisición de pelvis.

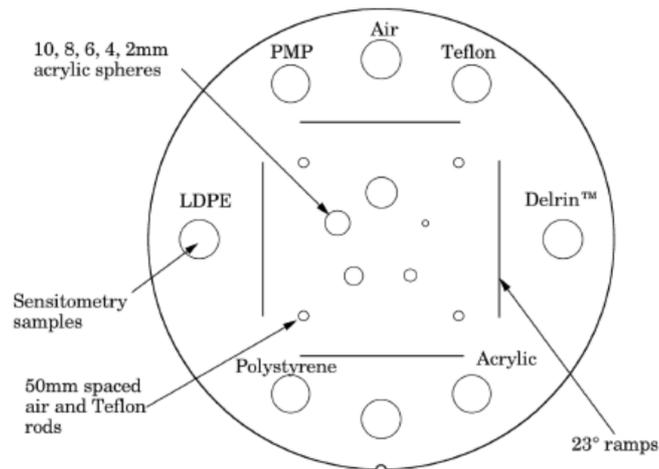
1. Seleccionar el corte de la imagen de CBCT que contiene el módulo de resolución a bajo contraste.
2. Anotar el número de esferas (de 15 mm) que se pueden distinguir
3. Anotar y comparar con los valores de referencia



Resolución a Bajo Contraste (Supra Slice 1%)		
Modo	Referencia (tamaño de la esfera mm)	Real (mm)
Pelvis	6 mm	

Linealidad del número CT.-

1. Seleccionar el corte de la imagen de CBCT que contiene el módulo de Resolución de densidad.
2. Seleccionar **TOOLS-MEASURE-HISTOGRAM** y dibujar un ROI cuadrado de 7x7 mm sobre cada uno de los distintos materiales, asegurándose que el ROI no sobresalga de cada sustancia.
3. Anotar el valor medio de las HU para cada material y compararlo con los valores de referencia.



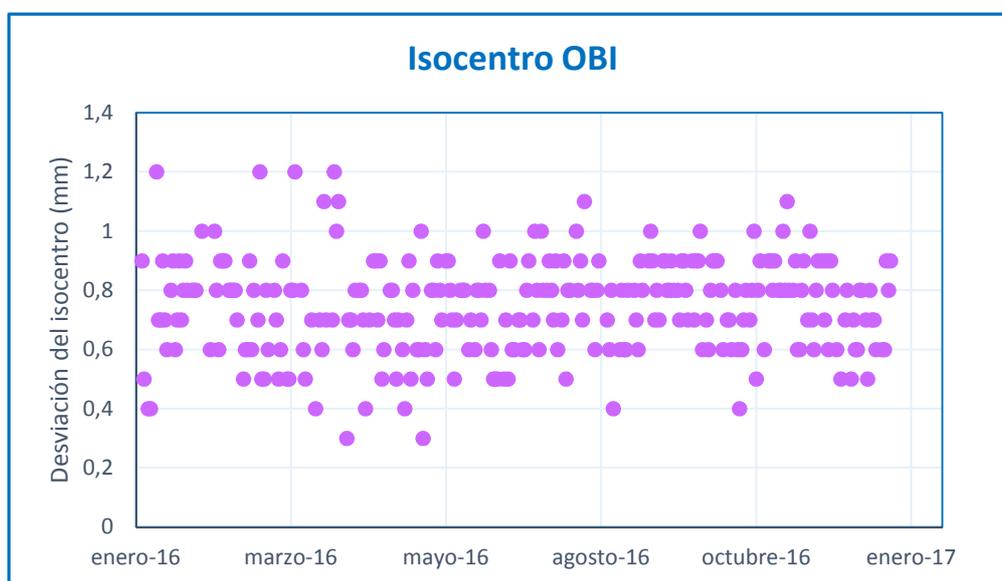
Unidades de Hounsfield			
	UH (referencia)	Tolerancia	UH (Real)
Estándar Dose Head/Pelvis			
Aire	-1000	± 40HU	
Poliestireno	-35		
LDPE	-100		
PMP	-200		
Teflón	990		
Delrin	340		
Acrílico	120		

4.3. Geometría.

4.3.1. Posición del isocentro del sistema de imagen: variación temporal.

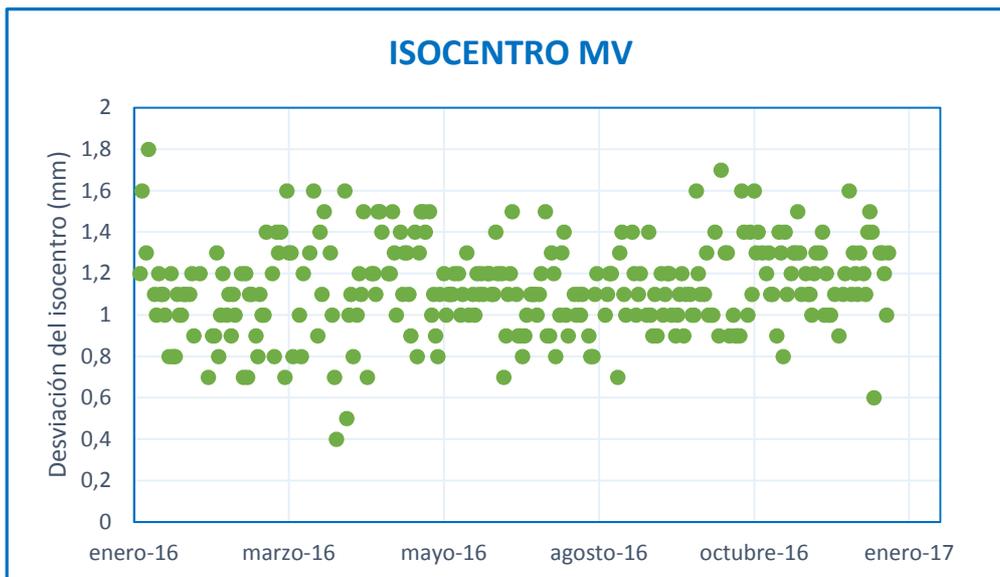
Se evalúan los resultados obtenidos para el test de Isocentro del sistema de imagen de kV/MV con el gantry a 0°, durante el periodo de tiempo comprendido entre enero y diciembre de 2016. Se recogen un total de 282 datos, medidos de lunes a viernes exceptuando los días festivos, tanto para la posición del isocentro del sistema de megavoltaje del acelerador (MV) como para el de kilovoltaje (OBI).

Para el sistema de imagen de kilovoltaje, el 97% de los datos recogidos presentan una diferencia entre el isocentro mecánico y el isocentro del sistema de imagen menor de 1 mm y un 3% ofrecen diferencias mayores de 1 mm. Todos los datos se mantienen por debajo del 1.5 mm de diferencia, siendo el desplazamiento medio del isocentro 0.7 ± 0.2 mm.



Gráfica 1. Evolución temporal de la posición del isocentro del OBI

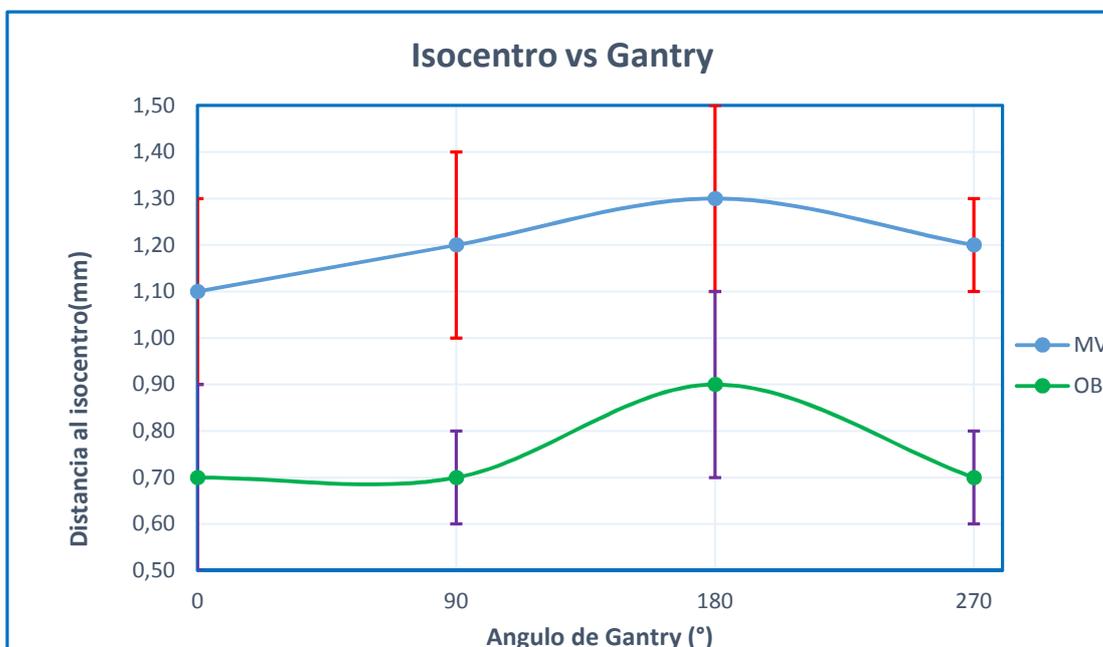
En el caso del megavoltaje, el 35% de los datos analizados presentan una diferencia entre el isocentro del sistema de imagen y el sistema de imagen menor de 1 mm, el 61% ofrece diferencias comprendidas entre 1 y 1,5 mm, mientras que el 4% de los datos sobrepasan el 1.5 mm, manteniéndose todos ellos por debajo de 2 mm. El desplazamiento medio obtenido para el sistema de megavoltaje es de 1.1 ± 0.2 mm.



Gráfica 2. Evolución temporal del desplazamiento del isocentro del sistema de imagen de MV

También se recogen los datos correspondientes a la prueba mensual del posicionamiento del sistema de imagen para diferentes ángulos de gantry. En total se analizan 12 medidas por ángulo y sistema de imagen, se promedian los datos para cada ángulo y se obtiene el “SAG” de cada sistema de imagen.

Distancia al isocentro (mm)	G=0°	G=90°	G=180°	G=270°
OBI	0.7 ± 0.2	0.7 ± 0.1	0.9 ± 0.2	0.7 ± 0.1
MV	1.1 ± 0.2	1.2 ± 0.2	1.3 ± 0.2	1.2 ± 0.1



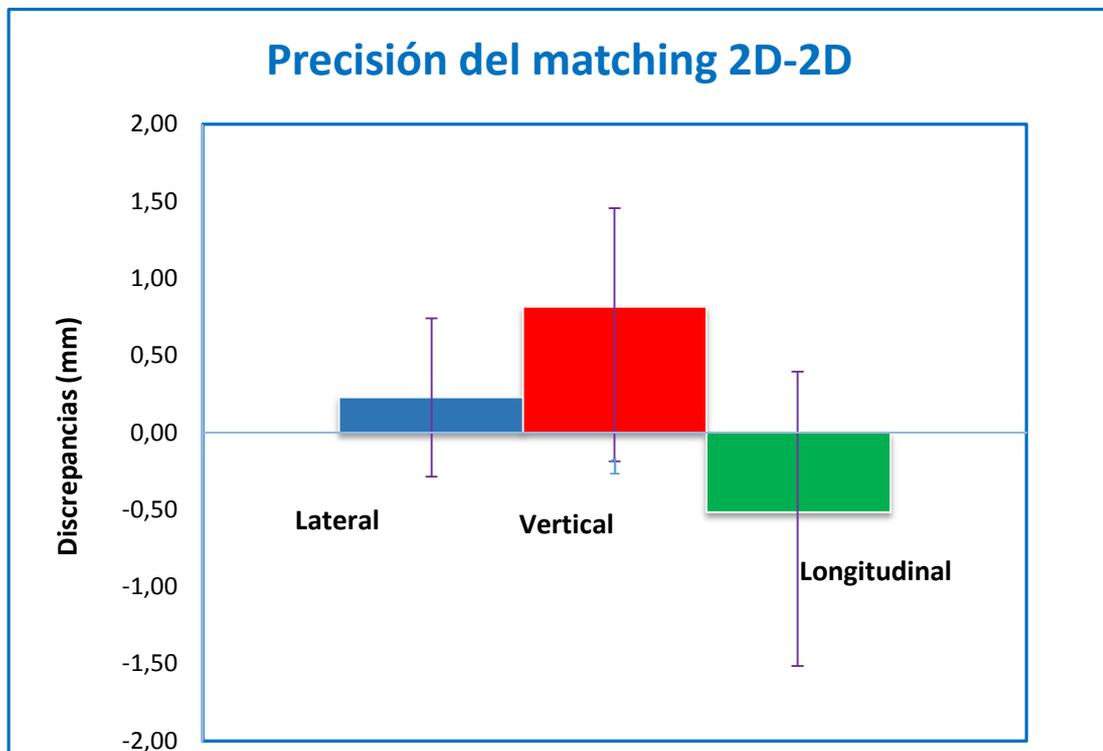
Gráfica 3. Dependencia angular de la posición del isocentro de los sistemas de imagen con el ángulo del gantry

4.3.2. Matching 2D-2D y matching 3D-3D.

Se evalúan los resultados obtenidos para el matching de dos imágenes planares (kV/MV) con el gantry a 0°, durante el periodo de tiempo comprendido entre enero y diciembre de 2016. Se recogen un total de 140 datos, medidos en días alternos de lunes a viernes exceptuando festivos. Para ello se desplaza el maniquí una distancia conocida respecto a sus coordenadas de isocentro, se adquieren dos imágenes ortogonales, una de MV y otra de kV, y se registran con las imágenes de referencia para obtener dichos desplazamientos. Las discrepancias medias obtenidas para cada una de las direcciones de desplazamiento se muestran en la tabla 6:

Matching (mm)	Lateral	Vertical	Longitudinal
2D-2D	0.2 ± 0.5	0.8 ± 0.6	-0.5 ± 0.9

Tabla 8. Matching 2D-2D.

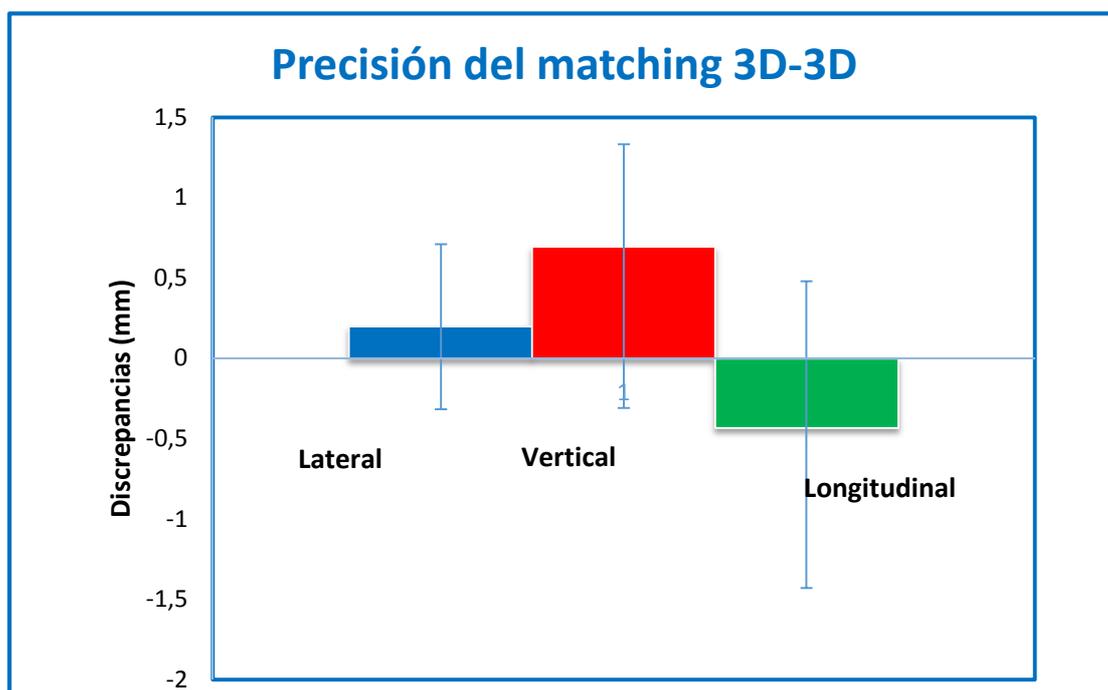


Gráfica 4. Precisión del registro 2D-2D.

De la misma manera, la precisión del registro con imágenes volumétricas para un total de 142 datos, recogidos de lunes a viernes en días alternos exceptuando los festivos, presenta unas discrepancias medias respecto a la imagen de referencia que se recogen en la tabla 7:

Matching (mm)	Lateral	Vertical	Longitudinal
3D-3D	0.2 ± 0.5	0.7 ± 0.7	-0.4 ± 0.9

Tabla 9. Matching 3D-3D



Gráfica 5. Precisión en el registro de imagen 3D.

4.4. Calidad de imagen: Estado de referencia.

Durante las pruebas de aceptación del sistema de imagen OBI, realizadas por el servicio técnico de la empresa suministradora (VARIAN Medical System) y supervisadas por el personal del servicio de radiofísica, se establecieron los estados de referencia de los tests de calidad de imagen, que servirán para verificar la constancia de los parámetros a chequear:

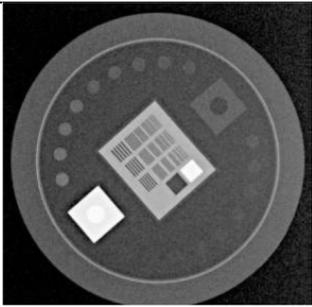
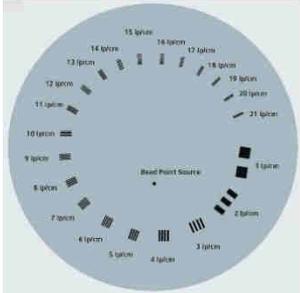
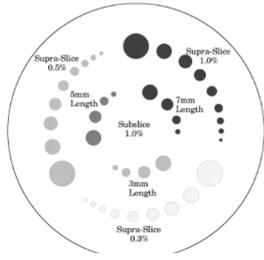
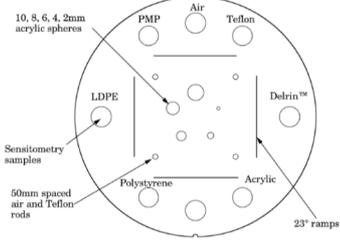
CALIDAD DE IMAGEN 2D			
	Modo	Referencia	Maniquí
Resolución espacial Resolución a bajo contraste	kV-Fluoroscopia	1.25 ppl/mm	
	kV-Fluoroscopia	Circulo nº13	
CALIDAD DE IMAGEN 3D			
Resolución espacial	Std Dose Head Pelvis	7 ppl/cm 6 ppl/cm	
Resolución a bajo contraste	Pelvis	Esfera 6 mm	
Unidades de Hounsfield	Std Dose Head Pelvis	Aire -1000 Poliestireno -35 LDPE -100 PMP -200 Teflón 990 Delrin 340 Acrílico 120	

Tabla 10. Valores de referencia para el Control de Calidad de Imagen

4.5. Dosis en CBCT.

Para cada modo de CBCT se obtiene el factor de corrección en aire, F, como el cociente entre el $CBDI_{aire, modoCBCT}$ y $CBDI_{aire, ref}$. El tamaño del haz de referencia es de 20 mm según las recomendaciones del fabricante.

$$F = \frac{CTDI_{free-in-air, modo CBCT}}{CTDI_{free-in-air, ref}}$$

	Standard Dose Head	Pelvis
$CBDI_{aire, modo CBCT}$ (mGy)	9,61	68,54
$CBDI_{aire, ref}$ (mGy)	10,94	80,61
F	0,88	0,85

Para obtener los índices de dosis $CBDI_w$ para los modos de CBCT “Standard Dose Head” y “Pelvis”, se realizan tres medidas con la cámara lápiz en las cinco posiciones de maniquí, en el centro y a 4 cm de la superficie en los ángulos de gantry de 0°, 90°, 180° y 270°, y se calcula el $CBDI_w$ según la siguiente expresión:

$$CBDI_w = \frac{1}{3} CBDI_c + \frac{2}{3} \overline{CBDI_p} [mGy]$$

Dosis (mGy)	Standard Dose Head	Pelvis
$CBDI_c$	4,35 ± 0,07	17,60 ± 0,53
$CBDI_p$ (G=0°)	3,64 ± 0,10	26,27 ± 0,71
$CBDI_p$ (G=90°)	5,75 ± 0,06	25,97 ± 0,64
$CBDI_p$ (G=180°)	5,62 ± 0,54	23,00 ± 0,70
$CBDI_p$ (G=270°)	5,57 ± 0,27	24,10 ± 0,89
$CBDI_p$	5,15 ± 0,24	24,83 ± 0,73
$CBDI_w$	4,88	22,42

Obtenemos el CTDI de cada modo de operación como el producto del $CBDI_w$ por el factor F correspondiente:

$$CTDI = F \cdot CBDI_w [mGy]$$

Finalmente, calculamos las diferencias respecto a los valores de referencia ofrecidos por el fabricante (Varian Medical Systems, 2009):

	Standard Dose Head	Pelvis
$CBDI_w$ (mGy)	4,88	22,42
CTDI (mGy)	4,29	19,06
CTDI Varian (mGy)	3,9	17,7
$\Delta(\%)$	9,9	7,7

5 **Discusión**

5.1. Geometría.

Tras establecer el estado de referencia del sistema de IGRT, se elabora un protocolo de Control de Calidad con el fin de monitorizar tanto los aspectos mecánicos como la calidad de imagen del mismo.

Dado que el principal objetivo del OBI es mejorar la precisión geométrica del tratamiento de los pacientes, las pruebas de mayor importancia son aquellas que están relacionados con el chequeo de la estabilidad y precisión mecánica de la unidad. Las medidas recogidas en las verificaciones diarias durante un periodo de doce meses, muestran que el posicionamiento de los brazos robóticos del OBI, así como el posicionamiento del sistema de imagen de megavoltaje (MV), poseen una alta estabilidad, ya que en ambos casos la desviación estándar es de 0.2 mm. En cuanto a la exactitud entre el isocentro de la retícula digital y el isocentro de tratamiento, el OBI, con una diferencia media de 0.7 mm, presenta un resultado ligeramente mejor que el MV con 1.1 mm.

Se analizan aquellas medidas que presentan un desplazamiento entre isocentros mayor de la tolerancia establecida (1.5 mm) y se concluye que la mayoría se deben a un error de posicionamiento del maniquí de verificación. Sin embargo, en alguna ocasión se comprobó que el origen de la discrepancia era un desajuste de los láseres de alineación de la sala, lo que refuerza la necesidad de realizar estas verificaciones con cierta regularidad.

La posición del isocentro de la retícula digital respecto al isocentro de tratamiento en función de los ángulos de rotación del gantry, también presenta una alta precisión, observándose que la desviación máxima se presenta en ambos casos con el gantry a 180°. Esto se debe a que los ajustes de ambos sistemas de imagen se realizan con el gantry a 0°, y a 180° se ven ligeramente afectados por el pandeo del acelerador.

En cuanto a la verificación del software de registro, los desplazamientos medios obtenidos son consistentes para Matching 2D-2D y Matching 3D-3D.

5.2. Calidad de Imagen.

El establecimiento del estado de referencia de las distintas pruebas, que constituyen los tests de calidad de imagen, permite evaluar la constancia de los parámetros más representativos. En nuestro servicio, y de acuerdo con las recomendaciones nacionales e internacionales, hemos establecido la frecuencia semestral para este tipo de verificaciones. Durante los 12 meses analizados no se registró ninguna variación de los parámetros de referencia, no obstante, transcurrido el año, y por recomendación del servicio técnico de la casa suministradora, se calibró el sistema de imagen para mantener la calidad de las imágenes clínicas.

5.3. Dosis en CBCT.

Comparamos con las especificaciones proporcionadas por el fabricante para nuestra versión de software OBI 1.4 (Varian Medical Systems, 2009):

	Standard Dose Head	Pelvis
CBDI_w (mGy)	4,88	22,42
CTDI corregido (mGy)	4,29	19,06
CTDI Varian (mGy)	3,9	17,7
Δ(%)	9,9	7,7

las diferencias encontradas reflejan la necesidad de cada servicio referencie en el comisionado del sistema la dosis administrada en cada modo de adquisición, ya que dependiendo del método empleado, ésta puede oscilar considerablemente respecto a los valores de fábrica.

También podemos señalar que, para obtener una menor variabilidad con los datos de fábrica, sería conveniente adquirir un equipo de medida especializado para la caracterización de la dosis del sistema de imagen CBCT.

6

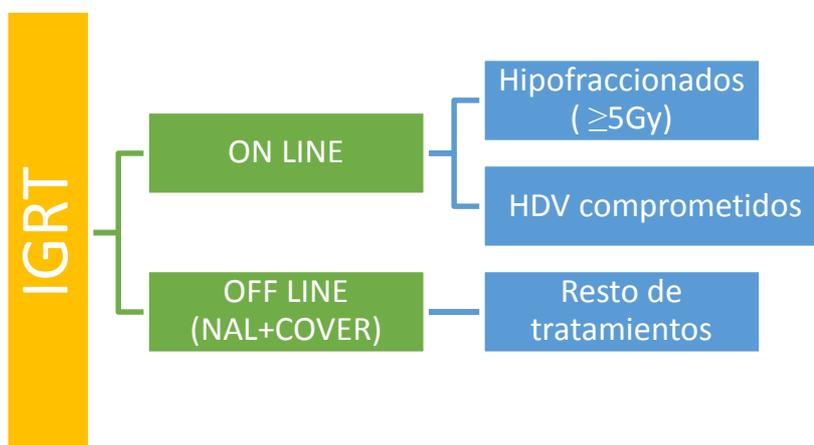
Aplicaciones a la Práctica Clínica

Además del comisionado del sistema de imagen, la puesta en marcha de la IGRT en un servicio de Radioterapia repercute directamente en el funcionamiento de éste, requiriendo la modificación de ciertos aspectos tales como el flujo de trabajo, la elección de protocolos de verificación del posicionamiento e incluso la adaptación de la información ofrecida por la nueva técnica en la delimitación de los contornos a tratar.

A continuación describimos algunos de estos aspectos y como se ha adaptado al funcionamiento de nuestro servicio.

6.1. Establecimiento del Flujo de Trabajo en IGRT.

La incorporación del protocolo de IGRT en el proceso radioterápico de nuestro hospital ha supuesto una remodelación del flujo de trabajo en cuanto a la administración de los tratamientos de los pacientes. Para optimizar tanto el tiempo de máquina como los recursos, se ha elaborado un procedimiento de trabajo donde agrupamos las distintas modalidades de tratamiento en función del tipo de protocolo de IGRT que se va a aplicar, tal y como se indica en el siguiente esquema:



IGRT: PROTOCOLO ON-LINE.

Se aplicará en:

- Tratamientos hipofraccionados, especialmente en los tratamientos de SBRT (Stereotactic Body Radiotherapy Treatment) donde la dosis por fracción es elevada (8-20Gy) o incluso en tratamientos donde se imparten hasta 25Gy en fracción única como es el caso de la radiocirugía (SRS, Stereotactic Radiosurgery).
- Tratamientos con un histograma dosis-volumen comprometido, es decir, donde los órganos de riesgo se encuentren en el límite permitido.

Para todas las sesiones, se adquieren las imágenes pre tratamiento en la modalidad indicada por el médico, se analizan, se obtienen los desplazamientos de camilla y se aplican.

Las imágenes serán revisadas diariamente por el médico antes del tratamiento.

IGRT: PROTOCOLO NAL+COVER (OFF-LINE)

El protocolo off-line se aplicará al resto de tratamientos, aplicando el umbral correspondiente a cada localización anatómica (véase tabla).

	Pelvis (mm)	Cabeza y cuello (mm)	Pulmón (mm)	Abdomen (mm)	Extremidades (mm)
Umbral (α)	0.6	0.3	1.0	1.0	0.5

El procedimiento a seguir se describe a continuación con la ayuda de un caso hipotético que servirá como ejemplo:

1. Sesión 1:

- Adquirir las imágenes pre tratamiento en la modalidad indicada por el médico: CBCT, MV-kV,kV-kV.
- Tras analizar las imágenes, apuntar los desplazamientos de la mesa, aplicarlos y tratar.

<i>Pegatina identificativa</i>					Localización: ORL			Umbral : \pm 0.2 cm			
Fecha	Sesión	Modalidad de imagen				Correcciones			Desplazamiento de mesa		
		CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	1	✓							0.4	0.2	-0.7

LOS DESPLAZAMIENTOS DE LA PRIMERA SESIÓN NO SE TENDRÁN EN CUENTA EN EL CÁLCULO DE LAS CORRECCIONES.

2. Sesión 2, 3 y 4:

- Adquirir las imágenes pre tratamiento en la modalidad indicada por el médico: CBCT, MV-kV,kV-kV.
- Tras analizar las imágenes, apuntar los desplazamientos de la mesa, aplicarlos y tratar.

Fecha	Sesión	Modalidad de imagen				Correcciones			Desplazamiento de mesa		
		CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	1	✓							0.4	0.2	-0.7
	2	✓							0.2	0.7	-0.2
	3	✓							0.7	-0.2	-0.5
	4	✓							0.4	0.3	0.1
	5										

3. Cálculo de la corrección:

- a. Con los datos obtenidos en las sesiones 2, 3 y 4, obtener el promedio para cada una de las direcciones.

$$x = \frac{x_1 + x_2 + x_3}{3} \qquad y = \frac{y_1 + y_2 + y_3}{3} \qquad z = \frac{z_1 + z_2 + z_3}{3}$$

Fecha	Sesión	Modalidad de imagen				Correcciones			Desplazamiento de mesa		
		CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	1	✓							0.4	0.2	-0.7
Fecha	Sesión	CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	2	✓							0.2	0.7	-0.2
	3	✓							0.7	-0.2	-0.5
	4	✓							0.4	0.3	0.1
	5	✓				0.4	0.3	-0.2			
	6										

4. Sesión 5:

- a. Nuevo isocentro: aplicar las correcciones a los desplazamientos de física.
- b. Posicionar al paciente en el nuevo isocentro.
- c. Adquirir las imágenes pre tratamiento en la modalidad indicada por el médico: CBCT, MV-kV, kV-kV.
- d. Si los desplazamientos obtenidos son menores que el umbral establecido, se aplicaran para el tratamiento y se conservará el nuevo isocentro para el resto de las sesiones. Se realizará IGRT semanal (cada 5 sesiones).

<i>Pegatina identificativa</i>						Localización: ORL Umbral : ± 0.2 cm					
Fecha	Sesión	Modalidad de imagen				Correcciones			Desplazamiento de mesa		
		CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	1	✓							0.4	0.2	-0.7
Fecha	Sesión	CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	2	✓							0.2	0.7	-0.2
	3	✓							0.7	-0.2	-0.5
	4	✓							0.4	0.3	0.1
	5	✓				0.4	0.3	-0.2	0.1	-0.2	0.2
	6										

- e. Si los desplazamientos obtenidos son mayores que el umbral establecido, se volverá a posicionar al paciente, se repetirá el proceso de adquisición, y si el resultado es el mismo, se aplicaran los desplazamientos y se tratará, y se comenzará de nuevo el protocolo NAL.

Pegatina identificativa						Localización: ORL					
						Umbral : ± 0.2 cm					
Fecha	Sesión	Modalidad de imagen				Correcciones			Desplazamiento de mesa		
		CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	1	✓							0.4	0.2	-0.7
Fecha	Sesión	CBCT	MV	MV-kV	kV-kV	X	Y	Z	X	Y	Z
	2	✓							0.2	0.7	-0.2
	3	✓							0.7	-0.2	-0.5
	4	✓							0.4	0.3	0.1
	5	✓				0.4	0.3	-0.2	0.5	0.1	-0.2
	6	✓							0.4	0.2	0.1
	7	✓							0.3	0.3	0.2
	8	✓				0.4	0.2	0.0	-0.1	-0.1	0.2
	9										
	10										
	11										

Dudas, aclaraciones y consideraciones.

- Si tras aplicar dos veces el protocolo NAL se obtiene algún desplazamiento mayor al umbral, se pasa a protocolo on-line para el resto del tratamiento.
- Si en cualquier sesión se obtiene un desplazamiento mayor a 1 cm en cualquier dirección, se reposiciona al paciente y se vuelve a realizar.
- Si tras reposicionar y calcular desplazamientos alguno es mayor a 1 cm, hay que avisar al médico.

6.2. Responsabilidades del Personal respecto a IGRT.

Considerando que la IGRT es una técnica multidisciplinar, el éxito de su puesta en marcha depende de la implicación de los distintos profesionales, los cuales no sólo tienen que desempeñar sus funciones correctamente, sino que deben conocer y asumir sus responsabilidades.

Con el fin de regularizar las funciones y responsabilidades de cada uno de los profesionales implicados en técnicas avanzadas tales como la IGRT, distintas asociaciones tales como la AAPM (American Association of Physicists in Medicine), ASTRO (American Society of Radiation Oncology) o incluso organismos gubernamentales como el NHS (National Health Service in England) han elaborado guías donde se recogen estas cuestiones.

Tal y como se recogen en la Guía Práctica sobre IGRT de la AAPM (Task Group Authors: J.D. Fontenot, H. Alkhatib, J.A. Garret, A.R Jensen, S.P McCullough, A.J. Olch, B.C. Parker, C.J. Yang, L.A. Fairobent, AAPM Staff, 2014), las responsabilidades y funciones de cada uno de los estamentos que componen el equipo de IGRT se pueden resumir de la siguiente manera:

- Radiofísico. Sus principales responsabilidades y funciones son:
 - Realización de las pruebas de aceptación y comisionado de los dispositivos de imagen.
 - Implementación y supervisión de un Programa de Garantía de Calidad donde se recojan todos los procedimientos de la técnica.
 - Desarrollo e implementación de procedimientos de trabajo.
- Oncólogo Radioterápico. Se encarga fundamentalmente de:
 - Especificación de los procedimientos de posicionamiento del paciente.
 - Especificación de las modalidades de imagen y frecuencia de adquisición de las mismas.
 - Registro de imágenes clínicas.
 - Revisión de imágenes de IGRT.
 - Implementación y supervisión de un Programa de Garantía de Calidad donde se recojan todos los procedimientos de la técnica.
 - Desarrollo e implementación de procedimientos de trabajo.
- Técnico Superior Radioterapia. Entre sus principales responsabilidades se encuentran:
 - Conocimiento y entendimiento del uso de los dispositivos de posicionamiento del paciente para IGRT.
 - Preparación del sistema de IGRT para la adquisición de imágenes de verificación del posicionamiento.
 - Implementación del protocolo de IGRT bajo la supervisión del médico y radiofísico.
 - Adquisición de las imágenes de IGRT.
 - Verificación diaria del correcto funcionamiento de los dispositivos involucrados en IGRT.

6.3. Análisis de márgenes de tratamiento en IMRT de próstata.

Uno de los principales objetivos del uso de IGRT en los tratamientos de radioterapia, es minimizar los errores de posicionamiento del paciente, lo que permite a su vez aumentar la dosis sin comprometer los tejidos sanos circundantes al mismo tiempo que reducir los márgenes de seguridad de los volúmenes objetivo a tratar.

Mediante el análisis de los errores de posicionamiento en los tratamientos de radioterapia, podemos obtener un patrón de desplazamientos para cada localización y ajustar los márgenes de seguridad en consecuencia.

Realizamos este análisis para un grupo de 50 pacientes con carcinoma de próstata localizado. En el estudio se incluyen pacientes clasificados como riesgo intermedio (tratamiento de próstata y vesículas seminales), tratados con técnicas de IMRT con boost integrado (IMRT-SIB) en el acelerador Clinac DHX de Varian.

El control del posicionamiento se realiza mediante la preparación del paciente con vejiga llena y recto vacío, en las mismas condiciones en las que se adquiere la TC de planificación, su inmovilización con un taco poplíteo y la adquisición de imágenes de cone-beam (CBCT) para la verificación del posicionamiento.

El software realiza un registro de la TC de planificación y el CBCT mediante un algoritmo de información mutua, y proporciona los desplazamientos que hay que realizar en los tres ejes del espacio para obtener un posicionamiento óptimo. Aceptadas estas correcciones, se aplican los desplazamientos y se imparte el tratamiento.

Para los pacientes de este estudio se elige un protocolo de IGRT on-line, de tal manera que se corrige el posicionamiento del paciente en cada sesión de tratamiento. Se registran los desplazamientos diarios aplicados en una base de datos para su posterior análisis.

Se analizan los desplazamientos registrados para los 52 pacientes del grupo y 27 sesiones en promedio para cada paciente, obteniendo un total de 1.313 sesiones analizadas. Para cada paciente del grupo, obtenemos el desplazamiento promedio en cada una de las direcciones, S_p , y su σ^2 , tal y como se muestra en la tabla 7.

Paciente	$S_{p,vertical}$	$S_{p,longitud}$	$S_{p,lateral}$	$\sigma^2_{p,vertical}$	$\sigma^2_{p,longitud}$	$\sigma^2_{p,lateral}$
1	0,160	0,223	0,320	0,017	0,049	0,033
2	0,389	0,229	0,154	0,032	0,014	0,015
3	0,459	0,104	0,241	0,061	0,012	0,039
4	0,115	0,244	0,256	0,023	0,111	0,016
5	0,327	0,112	0,308	0,054	0,008	0,029
6	0,450	0,165	0,194	0,101	0,014	0,013
7	0,235	0,165	0,326	0,041	0,021	0,044
8	0,174	0,179	0,203	0,014	0,013	0,022
9	0,332	0,268	0,132	0,073	0,043	0,025
10	0,575	0,118	0,246	0,039	0,013	0,025
11	0,379	0,157	0,232	0,045	0,026	0,032

Paciente	$S_{p,vertical}$	$S_{p,longitud}$	$S_{p,lateral}$	$\sigma^2_{p,vertical}$	$\sigma^2_{p,longitud}$	$\sigma^2_{p,lateral}$
12	0,381	0,181	0,256	0,102	0,032	0,044
13	0,196	0,164	0,143	0,028	0,020	0,015
14	0,161	0,139	0,370	0,016	0,012	0,023
15	0,307	0,204	0,467	0,064	0,031	0,094
16	0,204	0,214	0,121	0,025	0,024	0,007
17	1,081	0,296	0,311	0,248	0,056	0,071
18	0,196	0,211	0,159	0,034	0,033	0,011
19	0,319	0,169	0,096	0,082	0,041	0,009
20	0,567	0,152	0,210	0,066	0,039	0,008
21	0,228	0,116	0,104	0,025	0,014	0,010
22	0,346	0,275	0,125	0,041	0,010	0,039
23	0,296	0,367	0,270	0,037	0,031	0,050
24	0,135	0,142	0,146	0,011	0,020	0,011
25	0,267	0,159	0,300	0,037	0,014	0,026
26	0,228	0,116	0,104	0,025	0,014	0,010
27	0,161	0,139	0,225	0,014	0,011	0,021
28	0,382	0,346	0,346	0,065	0,031	0,038
29	0,312	0,277	0,488	0,053	0,039	0,059
30	0,337	0,159	0,137	0,071	0,011	0,015
31	0,330	0,178	0,389	0,086	0,027	0,094
32	0,322	0,263	0,356	0,118	0,060	0,079
33	0,300	0,274	0,378	0,052	0,018	0,097
34	0,530	0,148	0,226	0,085	0,012	0,013
35	0,237	0,196	0,211	0,048	0,023	0,026
36	0,393	0,329	0,171	0,110	0,022	0,024
37	0,453	0,182	0,259	0,123	0,020	0,046
38	0,407	0,266	0,134	0,115	0,034	0,010
39	0,393	0,246	0,436	0,031	0,016	0,034
40	0,157	0,296	0,336	0,020	0,062	0,016
41	0,217	0,175	0,383	0,028	0,022	0,041
42	0,578	0,333	0,293	0,109	0,045	0,028
43	0,178	0,104	0,278	0,011	0,027	0,157
44	0,228	0,324	0,136	0,027	0,017	0,019
45	0,269	0,369	0,319	0,066	0,072	0,039
46	0,214	0,271	0,157	0,036	0,026	0,007
47	0,456	0,244	0,176	0,122	0,042	0,024
48	0,505	0,150	0,355	0,116	0,049	0,072
49	0,309	0,452	0,335	0,055	0,034	0,114
50	0,312	0,318	0,259	0,046	0,030	0,043

Tabla 11. Desplazamientos medios por paciente.

A continuación obtenemos el error sistemático, Σ , y el error aleatorio, σ , de la población.

$$\mu = \langle S_p \rangle_p; \quad \Sigma = SD_p(S_p); \quad \sigma = \sqrt{\langle \sigma_p^2 \rangle_p}$$

	$\mu(\text{mm})$	$\Sigma(\text{mm})$	$\sigma(\text{mm})$
Vertical	0,33	0,16	0,24
Longitud	0,22	0,08	0,17
Lateral	0,25	0,10	0,19

Para estimar el margen de seguridad de esta localización anatómica, aplicamos la fórmula de Stroom:

$$M = 2\Sigma + 0.7\sigma$$

Tal que:

	M(mm)
Vertical	4,9
Longitud	2,8
Lateral	3,4

Según el estudio realizado, los márgenes de seguridad óptimos en el tratamiento de próstata, que aseguran una cobertura del 99% del volumen del CTV con una dosis mínima del 95%, en nuestro servicio, son de 5 mm en vertical, 3 mm en longitud y lateral.

(Bejar, y otros, 2011), en su estimación de los márgenes de seguridad para esta patología obtuvieron unos valores de 6 mm en vertical, 4 mm en longitudinal y 5 mm en lateral. En la misma línea, (Nairz, y otros, 2008) obtuvieron en su análisis unos márgenes de 4,5 mm en vertical, 2 mm en longitud y 3,5 mm en lateral. Como podemos observar, nuestros resultados están en concordancia de los datos referenciados en la literatura, no obstante, la asunción de estos valores en la delimitación de los volúmenes de planificación se debe hacer con cautela, ya que en esta estimación no se tiene en cuenta otras fuentes de incertidumbres tales como el movimiento Intrafracción o los errores de contorno del CTV.

7

Conclusiones

Las distintas etapas que constituyen la puesta en marcha de un sistema de radioterapia guiada por la imagen (IGRT), se han realizado de manera satisfactoria. Tras la aceptación del equipo de imagen, se ha elaborado un programa de control de calidad que chequea todos los aspectos recomendados en las guías nacionales e internacionales. Los distintos tests que lo componen, se han realizado sin complicaciones y se han obtenido resultados satisfactorios.

El establecimiento de un flujo de trabajo que incorpora esta nueva modalidad de tratamiento, ha permitido no sólo que cada estamento asuma sus funciones y responsabilidades, sino también, optimizar los tiempos de uso del acelerador lineal.

Esta nueva técnica ofrece, además de la mejora de la calidad del tratamiento radioterápico, la posibilidad de reducir los márgenes de seguridad de los volúmenes a irradiar –disminuyendo así la toxicidad en tejidos sanos- a través del análisis estadístico de los datos registrados.

La IGRT pone a disposición de los servicios de radioterapia, las herramientas necesarias para realizar tratamientos oncológicos de mayor precisión, y por tanto, de mayor calidad.

8

Bibliografía

- AAPM. (2001). Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58.
- AAPM. (2002). *Report 74: Quality control in diagnostic radiology*.
- AAPM. (2009). Report 104: "The role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization".
- AAPM. (2010). Report nº 111: Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography.
- Amer, A., Marchant, T., Sykes, J., Czajka, J., & Moore, C. (2014). Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *The British journal of radiology*.
- Antonuk, L. E. (2002). Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *47*, 31-65.
- Assmus, A. (1995). Early history of Xray. *Beam Line*, *25*(2), 10-24.
- Bejar, N., Gomez, M., Maravilla, M., Alonso, L., Rot, M., Colmenares, R., . . . Moris, P. (2011). *Analysis of movements recorded in 104 patients with prostate and estimation of the margins by positioning our patient population*. Sevilla: ADI.
- Bel, A., van Herk, M., Bartelink, H., & Lebesque, J. (1993). A verification procedure to improve patient set-up accuracy using portal images. *Radiother Oncol*, *29*(2), 253-60.
- Bernier, J., Hall, E., & Giaccia, A. (2004). Radiation oncology: a century of achievements. *Nature Reviews Cancer*, *4*(9), 737-747.
- Bissonnette, J., & al, e. (2007). Quality assurance of image-guidance technologies Sem. *Radiat. Oncol.*, *17*, 278-286.
- Bissonnette, J., & et., a. (2008). A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Med. Phys*, *35*(5), 1807-18015.
- Bissonnette, J., Dong, L., & al., e. (2012). Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med. Phys*, *39*(4), 1946-1963.
- Bortfeld, T. (2006). IMRT: a review and preview. *Physics in Medicine and Biology*, *51*, 363-379.
- Bortfeld, T., Jiang, S., & Rietzel, E. (2004). Effects of Motion on the Total Dose Distribution. *Seminars in Radiation Oncology*, *14*(1), 41-51.
- Chang, B., & Timmerman, R. (2007). Stereotactic body radiation therapy: a comprehensive review. *American journal of clinical oncology*, *30*(6), 637-644.
- de Boer, H., & Heijmen, B. (2001). A protocol for the reduction of systematic patient set up errors with minimal portal imaging workload. *Int.J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, *50*(5), 1350-1365.
- de Boer, J., & Heijmen, B. (2002). A new approach to off-line setup corrections: Combining safety with minimum workload. *Medical Physics*, *29*(9), 1998-2012.

- Grills, I., Hugo, G., Kestin, L., Galerani, A., Chao, K., Wolch, J., & Yan, D. (2008). Image-guided radiotherapy via daily online cone-beam CT substantially reduces margin requirements for stereotactic lung radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics*, 70(4), 1045-1056.
- Grubbé, E. (1933). Priority in the therapeutic use of X-rays. *Radiology*, 21, 156-162.
- Grupo de Trabajo de IGRT de la SEFM. (2012). *Recomendaciones para el Control de Calidad de Equipos y Técnicas de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT)*.
- Grupo de Trabajo de IGRT de laSEFM. (2012). *Recomendaciones para el Control de Calidad de Equipos y Técnicas de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT)*.
- Grupo de trabajo de la SEFM. (2005). *Procedimientos recomendados para la dosimetría de rayos X de energías entre y keV en Radiodiagnóstico*.
- Haba, T., & Koyama, S. (2013). EPOS. doi:10.1594/ecr2013/C-1782
- Holloway, A. (1958). A localising device for a rotating cobalt therapy unit. *The British journal of radiology*, 31(364), 227-227.
- Hoskin, P., & Alonzi, R. (Marzo de 2016). *Imaging for Radiotherapy Planning*. Obtenido de Radiology Key: <https://radiologykey.com>
- ICRU. (1993). *ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements.
- ICRU. (1999). *ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. (Supplement to ICRU Report 50)*. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements.
- International Electrotechnical Commission. (2009). *Medical electrical equipment - Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography* .
- Jaffray, D., Drake, D., Moreau, M., Martinez, A., & Wong, J. (1999). A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics.*, 45(3), 773-789.
- Johns, H., & Cunningham, J. (1959). A precision cobalt 60 unit for fixed and rotation therapy. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*, 81(1), 4-12.
- Leksell, L. (1983). Stereotactic radiosurgery. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 46(9), 797-803.
- Lichter, A., Fraass, B., vandeGeijn, J., Fredrickson, H., & Glatstein, E. (1983). *An overview of clinical requirements and clinical utility of computed tomography based radiotherapy treatment planning*. United States: Raven Press Publications.
- MacDonald-Jankowski, D., & Orpe, E. (2006). Computed Tomography for oral and Maxillofacial Surgeons. Part 2: Cone-beam Computed Tomography. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.*, 18, 85-92.

- McKenzie, A., van Herk, M., & Mijnheer, B. (2002). Margins for geometric uncertainty around organs at risk in radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 62, 299-307.
- McShan, D., Silverman, A., Lanza, D., Reinstein, L., & Glicksman, A. (1979). A computerized three-dimensional treatment planning system utilizing interactive colour graphics. *Br.J. Radiology*, 32, 478-481.
- Nairz, O., Merz, F., Deutschmann, H., Kopp, H., Schöller, H., Zehentmayr, F., & Sedimayer, F. (2008). A strategy for use of image-guided radiotherapy (IGRT) on linear accelerators and its impact on treatment margins for prostate cancer patients. *Strahlentherapie und Onkologie*, 184(12), 663-667.
- National Radiotherapy Implementation Group Report. (August 2012). *Image Guided Radiotherapy (IGRT): Guidance for implementation and use*. NHS England.
- NHS. (2012). *National Radiotherapy Implementation Group Report. Image Guided Radiotherapy (IGRT). Guidance for implementation and use*. England.
- Nielsen, J., & Jensen, S. (1942). Some experimental and clinical lights on the rotation therapy, its basis and possibilities. *Acta Radiol.*, 23, 51-66.
- Ong, C., Verbakel, W., Cuijpers, J., Slotman, B., & Senan, S. (2011). Dosimetric impact of interplay effect on RapidArc lung stereotactic treatment delivery. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 79(1), 305-311.
- Otto, K. (2008). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*, 35(1), 310-317.
- Sawyer, L., Whittle, S., Matthews, E., Starritt, H., & Jupp, T. (2014). Estimation of organ and effective doses resulting from cone beam CT imaging for radiotherapy treatment planning. *The British journal of radiology*.
- SEFM, SEPR, SERAM. (2011). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Revision 2011)*. Madrid: Senda Editorial S.A.
- Shepp, L., & Kruskal, B. (1978). computerized Tomography: the new medical X-ray technology. *American Mathematical Monthly*, 420-439.
- Song, W., Kamath, S., Ozawa, S., Al Ani, S., Chvetsov, A., Bhandare, N., & Li, J. (2008). A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Medical physics*, 35(2), 480-486.
- Spezi, E., Downes, P., Jarvis, R., Radu, E., & Staffurth, J. (2012). Patient-specific three-dimensional concomitant dose from cone beam computed tomography exposure in image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*, 83(1), 419-26.
- Spiegel, P. (1995). The first clinical X-ray made in America--100 years. *AJR: American journal of roentgenology*, 164(1), 241-243.
- Stroom, J., de Boer, J., Huinzenga, H., & et al. (1999). Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 43, 905-919.

- Studenski, M., Shen, X., Yu, Y., Shi, W., Biswas, T., Werner-Wasik, M., & Harrison, A. (2013). Intensity-modulated radiation therapy and volumetric-modulated arc therapy for adult craniospinal irradiation- A comparison with traditional techniques. *Medical Dosimetry*, *38*, 48-54.
- Takahashi, S., Kitabatake, T., & Morita, K. (1961). Conformation radiotherapy applied to cancer of uterus. *Nippon Acta Radiology*, *20*, 2746-2753.
- Task Group Authors: J.D. Fontenot, H. Alkhatib, J.A. Garret, A.R Jensen, S.P McCullough, A.J. Olch, B.C. Parker, C.J. Yang, L.A. Fairbent, AAPM Staff. (2014). AAPM Medical Physics Practice Guideline 2.a: Commissioning and quality assurance of X-ray-based image-guided radiotherapy systems. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *15*(1), 1-13.
- Thariat, J., Hannoun-Levi, J., Myint, A., Vuong, T., & Gérard, J. (2013). Past, present, and future of radiotherapy for benefit of patients. *Nature reviews Clinical Oncology*, *10*(1), 52-60.
- The Phantom Laboratory. (2013). *Catphan504 Manual*. Salen, NY.
- Thwaites, D., & Tuohy, J. (2006). Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. *Physics in Medicine and Biology*, *51*, 343-362.
- Van Dyk, J. (1999). *The modern technology of radiation oncology*. Madison: Medical Physicists Publishing.
- van Herk, M. (2004). Errors and Margins in Radiotherapy. *Seminars in Radiation Oncology*, *14*(1), 52-64.
- van Herk, M., Remeijer, P., Rasch, C., & Lebesque, J. (2000). The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J. Radiat Oncol Biol Phys*, *47*(4), 1121-35.
- van Herk, M., Witte, M., van der Geer, J., Schneider, C., & Lebesque, J. (2003). Biologic and physical fractionation effects of random geometric errors. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, *57*(5), 1460-1471.
- Varian Medical Systems. (2009). *On-Board Imager (OBI). Reference Guide*. Palo Alto, USA.
- Varian Medical Systems. (2010). *On-Board Imager (OBI) Maintenance Manual*. Palo Alto, CA 94304-1030, USA.
- Verellen, D., De Ridder, M., & Storme, G. (2008). A (short) history of image-guided radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, *86*, 4-13.
- Watson, T., Johns, H., & Burkell, C. (1954). The Saskatchewan 1,000-Curie Cobalt 60 Unit 1. *Radiology*, *62*(2), 165-176.
- Webb, S. (1997). *The Physics of Conformal Radiotherapy: Advances in Technology (PBK)*. CRC Press.
- Weissbluth, M., & Karzmark, C. (1959). The Stanford medical linear accelerator: II. Installation and physical measurements. *Radiology*, *72*(2), 242-253.

- Wong, J., Grimm, L., Uematsu, M., Oren, R., Cheng, C., Merrick, S., & Schiff, P. (2005). Image-guided radiotherapy for prostate cancer by CT-linear accelerator combination: Prostate movements and dosimetric considerations. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics**, 61(2), 561-569.
- Yin, F.-F., Wong, J., & al., e. (s.f.). The role of in-room kV x-ray imaging for patient setup and target localitation. A report of the AAPM TG-104.
- Yoo, S., & at col. (2006). A quality assurance for the on-board imager. *Med. Phys*, 33(11), 4431-4447.
- Yu, C., & Tang, G. (2011). Intensity-modulated arc therapy: principles, technologies and clinical implementation. *Phys Med Biol*, 56, 31-54.
- Zitová, B., & Flusser, J. (2003). Image registration methods: a survey. *Image and Vision Computing* (21), 977-1000.