



Universidad de Valladolid

Facultad de Ciencias

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Física

**Radioterapia intraoperatoria con
INTRABEAM 600: estado de referencia inicial del equipo.**

Autora: Marta Alonso Tubía

Tutores: Pablo Ortega Pardina (HCULB)

Ana Cristina López Cabeceira (UVA)

Agradecimientos

Me gustaría expresar mi agradecimiento a todo el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa por haber hecho posible la realización de este trabajo: a mi tutor, Pablo Ortega Pardina, por brindarme la posibilidad de realizar un proyecto lo más atractivo posible y por resolver todas mis dudas con paciencia; a Sheila Calvo Carrillo, porque gracias a ella conseguí hacer unas prácticas sobre aquello que tanta curiosidad me despertaba, la física médica, y por poner todo de su parte para que conociese las diferentes tareas que realiza un radiofísico. A partir de aquello surgió esta colaboración; al personal del servicio: adjuntos, residentes, técnicos, Oncólogos Radioterápicos... cada uno de ellos me enseñó algo y me hizo la estancia agradable y provechosa.

Dar las gracias también a mis padres, por apoyarme siempre en todo lo que hago, y por hacer todos los esfuerzos necesarios para darme una educación.

Por último, me gustaría agradecer a mi tutora académica, Ana Cristina López Cabeceira por acceder a esta colaboración y por su ayuda y sus correcciones.

Índice general

Índice de figuras	7
1. Introducción	11
1.1. Radioterapia intraoperatoria (RIO)	12
2. INTRABEAM 600	15
2.1. Acelerador lineal	15
2.2. Estativo	20
2.3. Aplicador esférico	21
3. Equipamiento de dosimetría	23
3.1. Cuba de agua	23
3.2. Cámara de ionización plana	24
3.3. Electrómetro	25
4. ERI INTRABEAM 600	27
4.1. Curva de dosis en profundidad (DDC)	27
4.1.1. Posicionamiento de la sonda sin aplicador esférico	27
4.1.2. Posicionamiento de la sonda con aplicador esférico	28
4.1.3. Cálculo de la tasa de dosis	29
4.1.4. Resultados DDC sin aplicador esférico	30
4.1.5. Función de transferencia y DDC con aplicador esférico	31
4.2. Isotropía del haz	33
4.3. Linealidad del monitor IRM con la dosis	34
4.4. Cálculo secundario de los tiempos de tratamiento	34
4.5. Medida del HVL para cada aplicador	36
4.6. Conclusiones	38
Bibliografía	41

Índice de figuras

2.1.	Fuente de rayos X [4]	15
2.2.	Cátodo [4].	16
2.3.	Sección aceleradora [4].	16
2.4.	Deflector del haz [4].	18
2.5.	Target de oro [4].	18
2.6.	Esquema para alineación de la sonda (elaboración propia).	19
2.7.	Partes del PAICH. 1 Rayo de luz. 2 LED. 3 Sonda de radiación. 4 Percutor. 5 Fotodetector. [9]	19
2.8.	Posición de los diodos en el PDA [9].	20
2.9.	Aplicador esférico [7].	21
2.10.	Distribución de las isodosis con la distancia al tip de la sonda para un aplicador esférico de 40 mm de diámetro [4].	22
3.1.	Water Phantom (cuba de agua) junto con la fuente de rayos X y la IC [8].	24
4.1.	Curva de dosis en profundidad sin aplicador.	30
4.2.	Curva de la tasa de dosis normalizada al valor en 2.5 mm desde la superficie del aplicador, frente a la distancia a la superficie del aplicador, en escala semilogarítmica para los diferentes aplicadores.	32
4.3.	Curva de la tasa de dosis normalizada al valor en 2.5 mm desde la superficie del aplicador, frente a la distancia a la superficie del aplicador, en escala semilogarítmica para los aplicadores de 30, 35 y 40 mm de diámetro.	32
4.4.	Prueba isotropía relativa. Inserción de la IC en la cuba de agua y rotación de la fuente [10].	33
4.5.	Linealidad IRM con la dosis	35
4.6.	Montaje HVL (imagen propia).	37

Nomenclatura

RIO	Radioterapia intraoperatoria.
EBRT	Radioterapia de haz externo (External Beam Radiation Therapy).
IC	Cámara de ionización.
PAICH	Probe adjuster and ionisation chamber holder (Dispositivo de centrado de sonda y soporte de cámara de ionización).
IRM	Monitor interno de radiación.
PDA	Array de fotodiodos.
HVL	Capa hemirreductora.
r	Profundidad, distancia al tip de la fuente de rayos X.
$D_w(r)$	Dosis absorbida en agua a profundidad r .
$\dot{D}_w(r)$	Tasa de dosis absorbida en agua a profundidad r .
Gy	Gray.
ERI	Estado de referencia inicial.
TF	Función de transferencia.
f_{diario}	Factor diario de corrección que se calcula con el PAICH y se tiene en cuenta en el cálculo de tiempos de tratamiento.
DDC	Curva de dosis en profundidad.
$T_{tratamiento}$	Tiempo de tratamiento.
XRS	Fuente de rayos X.

Abstract

The objective of the report is to present the measurements and tests carried out during the commissioning of the Intrabeam system at the Hospital Clínico Universitario of Zaragoza and to establish the initial reference status of the equipment. This will serve as a reference to check the status of the equipment throughout of its useful life, through the quality control program. More specifically, we will try to reproduce with the instrumentation of the hospital the tests carried out by the commercial house. The tables and certificates provided by it will be checked.

The Intrabeam system consists of a treatment console, an articulated arm for the operating room and an XRS mini-accelerator with an energy of 50 kV and a maximum intensity of 40 μA . It is used for intraoperative treatments with spherical applicators of different sizes (1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5 and 5 cm).

Resumen

El objetivo del informe es presentar las medidas y pruebas realizadas durante la puesta en marcha del sistema Intrabeam en el Hospital Clínico Universitario de Zaragoza y establecer el estado de referencia inicial del equipamiento. Éste servirá como referencia para verificar el estado del equipo a lo largo de su vida útil, mediante el programa de control de calidad. Más concretamente, se tratará de reproducir con la instrumentación del hospital las pruebas realizadas por la casa comercial. Se comprobarán las tablas y certificados proporcionados por la misma.

El sistema Intrabeam consta de una consola de tratamiento, un brazo articulado para quirófano y un miniacelerador XRS que emite rayos X con una energía de 50 kV y una intensidad máxima de 40 μA . Se utiliza para tratamientos intraoperatorios con aplicadores esféricos de distintos tamaños (1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5 y 5 cm).

Capítulo 1

Introducción

En 2012 cerca de 14.1 millones de personas en todo el mundo fueron diagnosticadas con cáncer, 8.2 millones murieron. Estos valores se verán incrementados en cerca del 40 % para 2025. El cáncer de mama es el segundo tipo más común de cáncer no cutáneo en todo el mundo y se estima que 1 de cada 8 mujeres y 1 de cada 833 hombres se verán afectados durante su vida.

El desarrollo más importante de la Física Médica, tal como la entendemos en la actualidad, tuvo lugar a partir de los descubrimientos de los rayos X y de la radiactividad a finales del siglo XIX.

El descubrimiento de los rayos X se debe a William Konrad Röntgen, físico alemán y primer premio Nobel de Física. En esa misma época, en 1896, Henri Becquerel, físico francés, descubrió la radiactividad, hecho que lo llevó a compartir el premio Nobel de Física con Pierre y Marie Curie por su trabajo sobre radiactividad natural. Poco después del descubrimiento de los rayos X y de las nuevas sustancias radiactivas, se perfilaron dos tipos de aplicaciones en medicina: el diagnóstico de enfermedades y el tratamiento de tumores (fin terapéutico). Desde entonces el uso médico de los rayos X ha jugado un papel clave en la medicina, gracias entre otras cosas al desarrollo de tecnologías como la electrónica y la ciencia de materiales, que han permitido su aplicación a niveles muy sofisticados.

Los radiofísicos ponen al servicio de los Oncólogos Radioterápicos las radiaciones ionizantes como herramienta principal para los tratamientos. Dicha radiación puede provenir de una fuente natural como los isótopos radiactivos, o de una fuente artificial como los rayos X u otros radioisótopos artificiales. La finalidad de esta nueva tecnología es principalmente el cáncer. Este puede ser combatido con cirugía, radioterapia y/o quimioterapia.

La especialidad sanitaria de Radiofísica Hospitalaria [15] fue creada en España en 1997. El especialista en Radiofísica Hospitalaria tiene a su cargo la dosimetría de pacientes de Radioterapia, el control de calidad de unidades de tratamiento y fuentes de Radioterapia, el control de calidad en Diagnóstico por Imagen, el control

de dosis de pacientes sometidos a pruebas diagnósticas con radiaciones ionizantes y la Protección Radiológica en general dentro del ámbito hospitalario.

El Radiofísico realiza en Radioterapia tareas muy ligadas al tratamiento de los pacientes oncológicos. Su implicación es notable para garantizar la calidad y el éxito de los tratamientos. Bajo su responsabilidad están: el cálculo de tiempos de tratamiento, el diseño de las técnicas de tratamiento, la determinación de la distribución de la dosis absorbida en el interior del paciente. Para ello un radiofísico debe conocer detalladamente las características de la radiación que se utiliza y someter a verificaciones constantes los equipos y fuentes radiactivas empleados.

En los últimos años el número de centros que usan RIO en el mundo ha ido incrementándose. En este contexto, se han realizado nuevas inversiones, de forma que el Hospital Clínico Universitario de Zaragoza ha podido adquirir el INTRABEAM 600 fabricado por ZEISS, equipo que facilita la administración de tratamientos de RIO. Antes de poder utilizarlo es necesario realizar una serie de pruebas para determinar que funciona correctamente y no pueden causar daños a los pacientes. Esta es una de las tareas que realiza el radiofísico hospitalario y en la que se va a centrar este trabajo.

1.1. Radioterapia intraoperatoria (RIO)

La mayor parte de los tratamientos de radioterapia corresponden a dos grandes ramas: la radioterapia externa, en la que los haces de radiación ionizante se generan en el exterior del paciente y penetran en los tejidos; y la braquiterapia, que consiste en situar la fuente de la radiación en la superficie o en el interior del organismo mediante implantes en los cuales el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Existe otro modo de administrar la radioterapia que combina elementos de las dos técnicas mencionadas. Se trata de la radioterapia intraoperatoria (RIO), que se practica durante la intervención quirúrgica del paciente. Así, esta técnica permite aplicar dosis elevadas exactamente dentro del tumor o directamente sobre el lecho tumoral inmediatamente después de la resección (se extirpa todo el tumor y un margen de tejido circundante). Estas condiciones no se podrían conseguir a partir de la braquiterapia intersticial o intracavitaria.

Gracias a las campañas de autoconciencia y la detección precoz, es posible un diagnóstico temprano de los cánceres, momento en el que pueden tratarse con escisión quirúrgica y radioterapia intraoperatoria.

Entre las ventajas que ofrece la RIO [13] sobre la radioterapia convencional externa (EBRT) destaca el que permite la administración de una única dosis de radiación bajo inspección visual directa del tumor en lugar de las técnicas basadas en la “simulación”, permitiendo un tratamiento más específico. Además presenta una mayor homogeneidad en la distribución de la dosis, permite la posibilidad de excluir del

campo de irradiación los tejidos sanos y las estructuras sensibles, elimina el retraso entre la cirugía y la radioterapia posterior, y ofrece una alternativa en aquellos pacientes que no está indicada la aplicación de radioterapia externa.

En las últimas décadas se han producido avances en las técnicas de radiación intraoperatoria como parte integrante del tratamiento combinado con radioterapia externa, en diversos tipos de tumores en los estadios localmente avanzados como el de cabeza y cuello, y más recientemente en los estadios iniciales del cáncer de mama. La RIO permitiría mejorar el control local y la supervivencia en esos casos.

En lo relativo al cáncer de mama [3], existe un interés creciente por las técnicas de radioterapia que permiten tratar solo la parte de la mama considerada de mayor riesgo de recurrencia local. La mayoría de las recidivas (reapariciones) locales, se producen en tejidos adyacentes al tumor primario tras la cirugía conservadora y EBRT. La tolerancia del tejido mamario no permite, incluso pasados los años, un segundo ciclo completo de radioterapia sobre toda la mama tras una segunda cirugía, por lo que se investigan las dosis máximas tolerables tras la cirugía así como la introducción de la RIO sin radioterapia externa complementaria para casos concretos.

Capítulo 2

INTRABEAM 600

En este capítulo se detallan los distintos componentes del INTRABEAM 600.

2.1. Acelerador lineal [9]

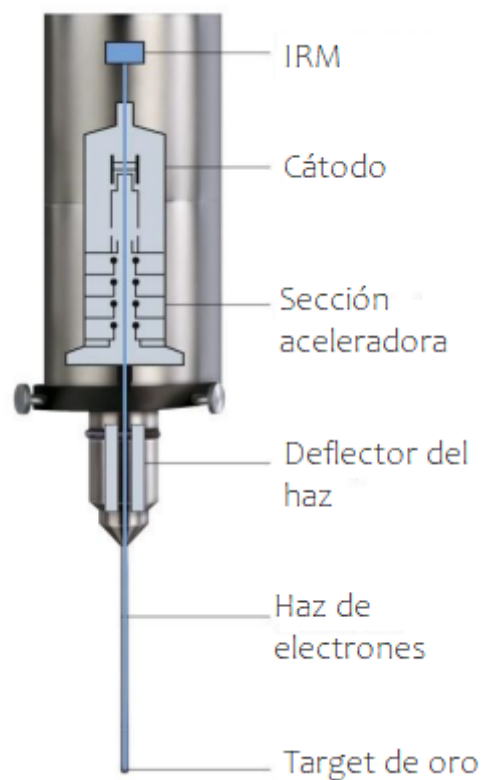


Figura 2.1: Fuente de rayos X [4]

La fuente de rayos X del INTRABEAM 600 es la XRS 4. Las características más destacadas del acelerador son

- **Miniaturizado.**
- **Rayos X de baja energía (50 keV).**
- **Requerimientos de blindaje mínimos.** Como los rayos X son de baja energía, no son necesarios blindajes especiales en el techo o las paredes del quirófano, y el tratamiento puede llevarse a cabo en quirófanos convencionales, que ya presentan normalmente blindajes adecuados para radiología de diagnóstico intraoperatoria.
- **Dosis isotrópica.**
- **Alto gradiente de dosis.** El comportamiento con la distancia de las isodosis es $\frac{1}{r^3}$. La caída tan rápida de la dosis garantiza que la mayor parte de la dosis permanece en el tejido que se está tratando.
- **Transportable.**
- Sonda de 95 mm, 1.6 Kg y 3.4 mm de diámetro.

A continuación se detallarán cada una de las partes del acelerador.

Cañón de electrones

El proceso de producción de rayos X se da al emerger electrones del cátodo e impactar en el ánodo. El cátodo (Figura 2.2), que es el potencial negativo, está compuesto por un filamento metálico recubierto de óxido de Bario que será calentado por una corriente eléctrica. En el momento de emisión de rayos X, la corriente de filamento aumenta bruscamente proporcionando el llamado efecto de emisión termoiónica que consiste en la emisión de electrones de los átomos del filamento debido al calentamiento generado por la intensa corriente eléctrica en el mismo.



Figura 2.2: Cátodo [4].



Figura 2.3: Sección aceleradora [4].

Una vez emitidos desde el filamento, los electrones son acelerados a lo largo de un tubo de aceleración de 100 mm con una diferencia de potencial de 50 kV, hacia el ánodo (Figura 2.3) donde se encuentra el blanco de oro. Estos interactúan con los electrones orbitales o los núcleos de los átomos del blanco por tres mecanismos diferentes, que dan lugar a emisiones energéticas distintas [2]

1. Los electrones proyectil interactúan con los electrones externos de los átomos del blanco, pero no les transfieren energía suficiente para ionizarlos. Los electrones de la capa externa pasan simplemente a un nivel de energía más alto (son excitados) volviendo inmediatamente a su estado de energía normal con emisión de radiación infrarroja (calor).
2. Se produce radiación característica cuando un electrón proyectil interactúa con un electrón de una capa interna del átomo blanco. Cuando esa interacción es suficientemente fuerte como para ionizar el átomo blanco se origina radiación característica. El electrón de la capa interna que se ha ionizado ha dejado un “hueco” en su orbital que será ocupado por un electrón de una capa externa. La transición de un electrón orbital desde una capa externa hasta otra interna va acompañada de la emisión de un fotón de rayos X de energía igual a la diferencia de energías de enlace de los correspondientes electrones orbitales. Este tipo de radiación X se denomina característica porque su energía es característica del elemento blanco.
3. Cuando un electrón proyectil se aproxima lo suficiente al núcleo de un átomo del blanco como para interactuar con él, la interacción se establece en términos de atracción electrostática. Debido a ella el electrón proyectil se frena y se desvía respecto a su trayectoria primaria. En este proceso el electrón pierde energía cinética. Esa energía reaparece en forma de fotón de rayos X que se conoce como radiación de frenado o bremsstrahlung. Un electrón proyectil puede perder cualquier cantidad de su energía cinética al interactuar con el núcleo de un átomo del blanco. La radiación de frenado, presenta un espectro continuo de fotones de baja energía que se distribuyen isotrópicamente, lo que hace el sistema especialmente indicado para el tratamiento del lecho tumoral en mama.

Las **bobinas deflectoras** (Figura 2.4) mueven ligeramente el haz de electrones para hacerlo impactar en 16 puntos repartidos en una circunferencia en el blanco. La distribución de puntos de impacto en el blanco hace que no se necesite un sistema de refrigeración y permite una distribución de fotones aproximadamente isotrópica.

Después de la segunda sección del tubo de aceleración, los electrones impactan contra una fina capa de oro depositada en la punta de la sonda (Figura 2.5). Los últimos 10 *cm*, están conformados por los 8 *cm* de la segunda sección del tubo de aceleración más los 2 *cm* donde se sitúan el **blanco de oro** y una ventana de berilio para los rayos X. Ambos materiales están elegidos para ser transparentes a los fotones por encima de los 10 keV. Esta zona está libre de los campos electromagnéticos, al contrario de lo que ocurre en los equipos de rayos X convencionales, y cuentan con un recubrimiento que permite amortiguar hasta en un factor de 100 los campos magnéticos externos.

El **monitor interno de radiación (IRM)** es un detector de centelleo que solo recibe fotones generados en el blanco y retrodispersados 180° a lo largo de todas las secciones del acelerador, lo que hace independiente su medida de cualquier elemento dispersor colocado fuera (aplicadores, cuba de agua, aire, paciente). Permite conocer qué dosis se está administrando en cualquier momento a lo largo del tratamiento. Diariamente, y previamente a cada tratamiento, en los controles de calidad exigidos, se mide el nivel de IRM y se compara con los datos de calibración.



Figura 2.4: Deflector del haz [4].



Figura 2.5: Target de oro [4].

La principal complicación, dada la geometría de la fuente, surge del perfecto alineamiento de la sonda metálica (parte comprendida entre el deflector del haz y el target de oro) y el haz de electrones generados en la fuente. Los posibles desalineamientos hay que corregirlos en un proceso de dos etapas: mecánicamente con un percutor, seguida de una electrónica con bobinas deflectoras. Esta corrección se realizaría si en el control previo a tratamiento, se detectase una isotropía fuera de tolerancia. El método iterativo de ajuste viene representado en la Figura 2.6, y permite acabar con desviaciones inferiores a 0.1 mm.

Hasta ahora hemos nombrado tres controles necesarios: verificación del IRM, alineamiento de la sonda y control de isotropía. A continuación se detallan el procedimiento y los equipos necesarios para realizar dichas comprobaciones.

- PAICH (Probe Adjuster Ion Chamber Holder)
 - Este maniquí se monta encima de la fuente XRS 4, envolviendo a la sonda. Tiene las siguientes funciones principales
 - 1. Medición de rectitud de la sonda de radiación.
 - 2. Permitir al usuario el centrado (rectificación) de la sonda de radiación.
 - 3. Habilitar un espacio protegido contra la radiación para la colocación de una cámara de ionización mientras se mide la radiación del XRS 4.

En la imagen derecha de la Figura 2.7, se muestra la posición de una luz LED, un fotodetector y un percutor, que permiten determinar la posición de la sonda y alinearla mecánicamente.

El PAICH presenta también un asiento que permite introducir la cámara de ionización y colocarla con su ventana justo encima de la punta de la sonda

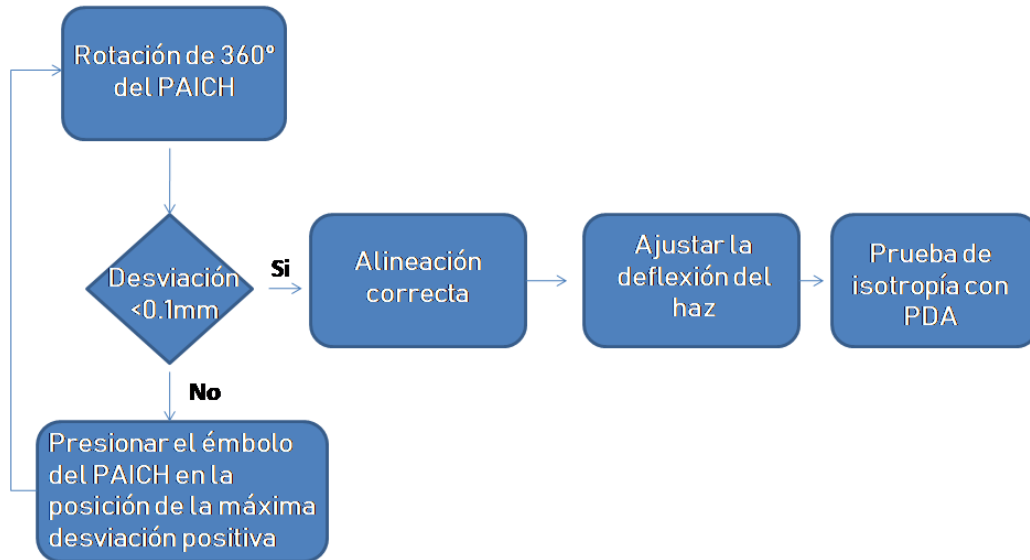


Figura 2.6: Esquema para alineación de la sonda (elaboración propia).

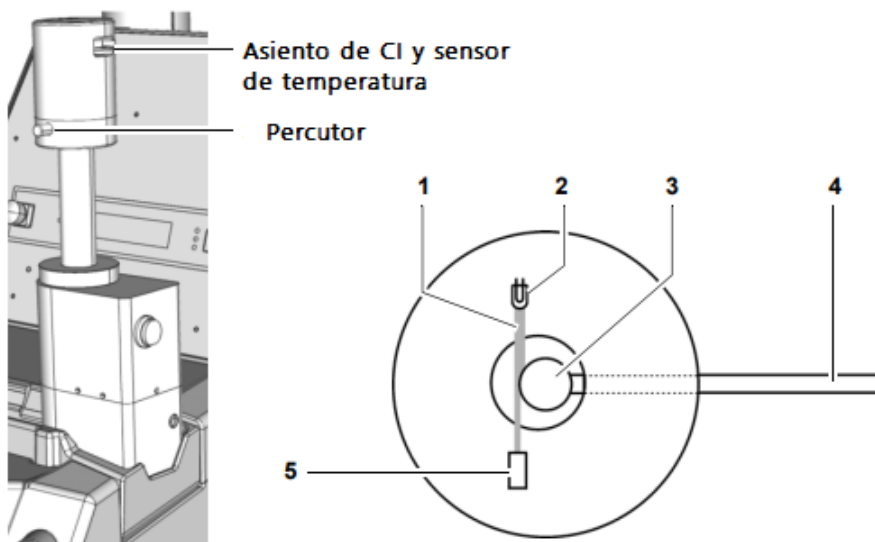


Figura 2.7: Partes del PAICH. 1 Rayo de luz. 2 LED. 3 Sonda de radiación. 4 Percutor. 5 Fotodetector. [9]

del acelerador. Este sería el dispositivo para realizar el test de verificación de IRM, el cual resulta imprescindible para poder usar el acelerador para tratamiento. La cámara mide carga eléctrica, que se convierte a dosis. Al mismo tiempo, se mide el nivel de IRM en frecuencia (Hz) y se estudian desviaciones respecto de los valores de calibración en fábrica. El software calcula un factor diario f_{diario} de corrección para la lectura del IRM. Este factor de corrección se tiene automáticamente en cuenta más adelante durante la planificación del tratamiento.

Cuenta también con sensores de presión y temperatura (puesto que es una cámara abierta), ya que son factores a tener en cuenta para el cálculo de la dosis. Se detallará más este aspecto en la sección 4.1.3.

- PDA (Photo Diode Array)

Presenta una abertura para la introducción de la sonda de radiación. En su interior, 5 fotodiodos posicionados ortogonalmente entre sí, miden la radiación del acelerador. Sirve para la comprobación de la isotropía del haz emitido (i.e patrón esférico). Permite también el ajuste electrónico de la sonda: se ajustan los voltajes de las bobinas deflectoras en direcciones x e y. Así se realiza una focalización fina del haz de electrones.

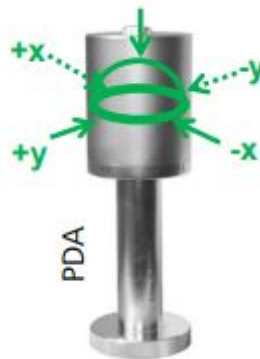


Figura 2.8: Posición de los diodos en el PDA [9].

2.2. Estativo

El acelerador se sostiene en quirófano con la ayuda de un estativo con seis grados de libertad y que pesa 250 kg. Puede ser transportado con facilidad entre quirófanos. Su complejidad de ejes y unos frenos magnéticos permiten mover de forma suave y precisa el acelerador hasta el lecho tumoral. En las diferentes pruebas que forman parte de la realización del ERI, solo se ha utilizado el estativo en la medida del HVL.

2.3. Aplicador esférico [7]

Los aplicadores esféricos son uno de los accesorios del sistema INTRABEAM. Estos aplicadores tienen por objeto aplicar la dosis de radiación prescrita en el lecho tumoral durante una intervención quirúrgica.



Figura 2.9: Aplicador esférico [7].

El sistema tiene aplicadores esféricos para mama o cerebro, pero también existen entre los accesorios, aplicadores planos, de superficie o vertebrales. En el HCULB solo se han suministrado aplicadores esféricos. Sus aplicaciones son: cáncer de mama, colorrectal, metástasis cerebrales, glioblastomas y sarcomas.

Podemos ver las diferentes partes del aplicador esférico en la Figura 2.9. Consta de una esfera (1) colocado en un vástago cilíndrico (2) y abierto en el extremo (4). El vástago (3) está diseñado de tal forma que pasa a través de la sonda de radiación de la XRS 4. El aplicador se adapta sobre la XRS 4 en (4). El isocentro de radiación de la XRS 4 (centro de la punta de la sonda) coincide con el centro de la esfera del aplicador (1).

Además, se inserta un filtro de aluminio entre el cuerpo del aplicador y la sonda de la fuente de rayos X en los aplicadores mas pequeños (diámetro ≤ 30 mm) para endurecer el haz [12] intencionadamente, quitando los fotones de menor energía del espectro de tratamiento. Estos fotones, no son efectivos para el tratamiento y solo tendrían efectos secundarios negativos. Con el filtro, conseguimos también que haya un mayor espesor de tejido recibiendo la dosis necesaria para el tratamiento, antes de que la energía de la radiación decaiga totalmente. Para aplicadores mas grandes, el endurecimiento del haz efectuado por el propio cuerpo del aplicador es suficiente y no hace falta ningún atenuador.

Por tanto existen dos factores por los cuales los aplicadores alteran la distribución de dosis alrededor de la fuente. Por un lado el material es distinto a agua y por otro lado, los más pequeños, de 1.5 cm a 3 cm, incorporan filtros de aluminio que

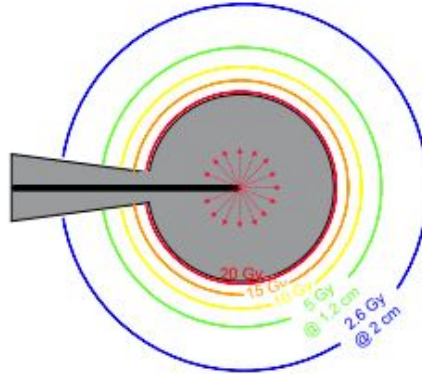


Figura 2.10: Distribución de las isodosis con la distancia al tip de la sonda para un aplicador esférico de 40 mm de diámetro [4].

endurecen el haz lo suficiente en la superficie en contacto con el paciente. Para dar cuenta de esta alteración y caracterizar perfectamente al aplicador, se utilizan los **funciones de transferencia**. Estas funciones recogen el cociente de dosis con y sin aplicador en el mismo punto. Para los aplicadores esféricos estas funciones son universales e independientes de la fuente XRS, y se definen de la siguiente manera

$$TF(r) = \frac{\dot{D}_w(\text{XRS con aplicador})(r)}{\dot{D}_w(\text{XRS sin aplicador})(r)}, \quad (2.3.1)$$

donde \dot{D}_w es la tasa de dosis, que se mide en la cuba de agua, a profundidad r . Será descrita en la siguiente sección.

El fabricante proporciona unos ficheros de calibración para cada aplicador. Parte de mi trabajo será comprobar que efectivamente los aplicadores recibidos responden a los datos proporcionados por el fabricante.

A partir de las funciones de transferencia, el **tiempo de tratamiento** se calcula

$$T_{tratamiento} = \frac{D_{prescrita}}{\dot{D}_w(\text{sin - apl}) \cdot f_{diario} \cdot TF}, \quad (2.3.2)$$

donde el factor f_{diario} es la corrección diaria que calcula el PAICH. Puesto que las funciones de transferencia participan directamente en el cálculo de tiempo de un plan con un aplicador concreto, los valores entregados por el fabricante serán comprobados en el ERI.

La comprobación de las funciones de transferencia se ha llevado a cabo con los datos recogidos tras la realización de las curvas de dosis en profundidad con y sin aplicador. Posteriormente se comprobaron con las tablas proporcionados por ZEISS.

Capítulo 3

Equipamiento de dosimetría

Los protocolos de dosimetría se basan en la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de medidas de carga eléctrica realizadas con una cámara de ionización de características adecuadas al tipo de haz de radiación empleado, y conectada a un electrómetro. Las medidas se realizan en un maniquí de agua, aunque en otros casos puede utilizarse un material plástico de composición conocida.

La carga eléctrica recogida por el conjunto electrómetro-cámara de ionización, no es exactamente la carga producida en la ionización del aire de la cavidad de la cámara sino que está afectada por algunos fenómenos que se producen. Estos fenómenos dependen principalmente de las características del equipo de medida y de las condiciones ambientales en las que se realiza dicha medida. En la siguiente sección se detallarán factores de corrección que se utilizan para el cálculo de la dosis.

A continuación se describe el equipo básico de dosimetría utilizado.

3.1. Cuba de agua [8]

Con el INTRABEAM Water Phantom, más conocido como cuba de agua, se puede medir la curva de dosis de profundidad y la isotropía de la fuente de rayos X con objeto de comprobar si los valores medidos quedan dentro del rango esperado.

La curva de dosis de profundidad es una representación de la tasa de dosis [Gy/min] en relación con la profundidad de penetración [mm] en el agua de la fuente de rayos X. Permite conocer la distribución de dosis sobre el volumen irradiado y sirve para caracterizar un haz de radiación. Al medir la isotropía se comprueba la geometría de la emisión esférica de la radiación de la punta de la sonda.

Para cada una de estas pruebas hay disponibles dos orientaciones de la cámara de ionización en la cuba de agua, por medio de un elemento adaptador.

INTRABEAM Water Phantom está fundamentalmente compuesto por un depósito de agua con cristal plomado, en cuyo interior se puede posicionar con exactitud la

punta de la fuente de rayos X en las tres direcciones axiales X, Y y Z, en relación a las cámaras de medición, con ayuda de tornillos micrométricos. Para girar la fuente de rayos X XRS 4 alrededor del eje Z el INTRABEAM Water Phantom dispone de una unidad con ocho muescas a 45° .

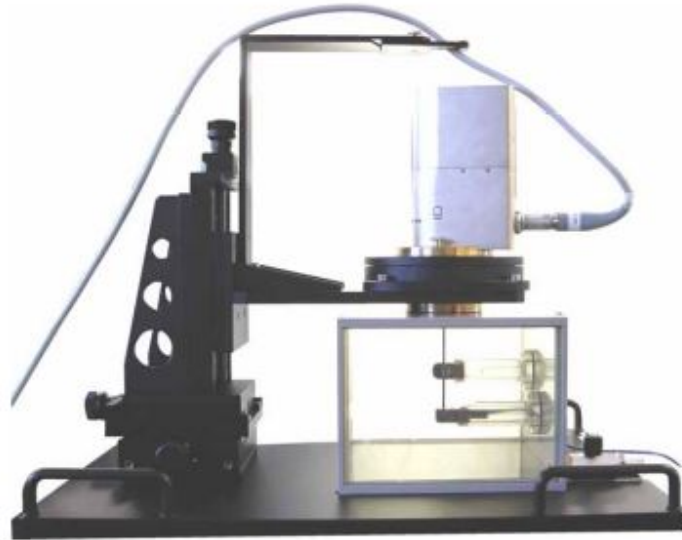


Figura 3.1: Water Phantom (cuba de agua) junto con la fuente de rayos X y la IC [8].

Otro elemento de seguridad es un manguito de protección antirradiación entre el depósito y el dispositivo de posicionamiento de la fuente de rayos X. Por último, para que el recipiente de agua quede completamente apantallado frente a los rayos X durante el funcionamiento de la fuente, se debe atornillar correctamente las cubiertas correspondientes de las cámaras de ionización. Con todos estos elementos, la cuba de agua se considera completamente blindada.

3.2. Cámara de ionización plana

Una cámara de ionización es básicamente una cavidad, con un gas en su interior, recubierta por una pared conductora externa y con un electrodo colector. La pared y el electrodo colector están separados con un aislante de alta calidad para reducir la corriente de fugas, cuando se aplica una tensión de colección entre ambos elementos. Las cargas eléctricas producidas en el gas como consecuencia de la radiación ionizante, se separan por el campo eléctrico aplicado entre ambos electrodos, dando lugar a una señal susceptible de ser medida. El campo eléctrico aplicado no debe ser lo suficientemente intenso como para producir una multiplicación de iones en el gas. Puede existir otro electrodo denominado electrodo de guarda. Su función consiste en interceptar la corriente de fuga y permitir que fluya directamente a tierra sin que

afecte al electrodo de colección así como evitar que el campo eléctrico se deforme en la periferia, de forma que el volumen sensible de la cámara se mantenga constante. Normalmente el gas de la cámara es aire, este es, por ejemplo, el caso de las cámaras utilizadas en la calibración de los haces de radioterapia.

Las cámaras de ionización se construyen con diferentes geometrías dependiendo de su aplicación. Las más habituales son

1. La geometría cilíndrica que posee la propiedad de tener un campo eléctrico de intensidad variable, con una intensidad alta en las proximidades del electrodo central.
2. La geometría plana o plano-paralela que poseen un campo eléctrico constante.

Dentro de las cámaras plano-paralelas, usaremos las utilizadas para medir rayos X del orden de los kVp producidos por los equipos de terapia superficial.

3.3. Electrómetro

El INTRABEAM 600 está equipado de serie por un electrómetro, con el cual se mide la corriente que genera la cámara de ionización IC cuando está expuesta a la radiación de rayos X. El electrómetro, conectado a la fuente de alimentación, proporciona la tensión eléctrica necesaria para polarizar la cámara.

Capítulo 4

Estado de referencia inicial del INTRABEAM 600

Una vez que el nuevo equipo ha sido aceptado, este ha de someterse a un examen para determinar el estado inicial de los parámetros que servirán para el correcto mantenimiento del acelerador, tal como recoge el Real Decreto¹. Este equipo no viene recogido específicamente en la mencionada legislación, se trata de un modelo híbrido entre radioterapia externa (es un acelerador de electrones en miniatura) y braquiterapia (es una fuente de radiación con aplicadores).

A continuación se detallan las pruebas a las que fue sometido.

4.1. Curva de dosis en profundidad (DDC)

El procedimiento experimental para la curva de dosis en profundidad (DDC) es el siguiente [8]

1. Montar la fuente XRS y la cámara de ionización en la cuba de agua (Figura 3.1).
2. Posicionamiento (x,y,z) de la punta de la sonda en el centro de la cámara de ionización.
3. Toma de datos en posiciones discretas a lo largo del eje z .
4. Comparación entre valores medidos y calibrados.

4.1.1. Posicionamiento de la sonda sin aplicador esférico

En primer lugar hay que realizar el posicionamiento de la sonda en las direcciones X,Y y Z. El objetivo es colocar la punta de la sonda en el punto más exacto posible de manera que entre en contacto con la carcasa de la cámara de medición justo en el centro de la ventana de medición de la IC para medir así la dosis en profundidad.

¹REAL DECRETO 1566/1997

El contacto implica que la punta de la sonda está en contacto con la cámara de medición pero que no ejerce prácticamente ninguna presión. Un giro del tornillo de ajuste XY equivale a un desplazamiento de 1 mm. La escala se divide en pasos de 10 μm . En la dirección Z, el ajuste se realiza en pasos de 1 mm con 2 posiciones decimales.

Para el cálculo de la posición se definen

- r_1 es la distancia mínima posible entre la punta de la sonda y la ventana de la IC,
- Z_1 es el valor del posicionamiento Z mostrado en la unidad de posicionamiento, cuando la punta de la sonda se encuentra en la posición Z óptima,
- d_{1C} es la distancia del punto de referencia de la IC a la cara superior de la carcasa de la IC (se puede tomar del certificado de calibración de la cámara),
- d_A es el hueco de aire en el interior del holder de la cámara de ionización. Es constante, e igual a 0.5 mm,
- d_H es el espesor del holder de la IC.

La distancia mínima de la punta de la sonda a la cámara de ionización (r_1) la calculamos así

$$r_1 = d_H + d_A + d_{1C}.$$

Cada una de las siguientes distancias sonda-punto efectivo de la cámara se calculan según

$$r_i = r_1 + (Z_1 - Z_i),$$

donde Z_i es la lectura en la unidad de posicionamiento.

4.1.2. Posicionamiento de la sonda con aplicador esférico

En este caso

$$r_{iApp} = r_1 + (Z_1 - Z_i) - R_{App}, \quad (4.1.1)$$

donde

- r_{iApp} es la distancia de la superficie del aplicador a la IC,
- r_1 es la distancia mínima de la punta de la sonda a la IC que puede ser medida,
- Z_1 es el valor posicionamiento Z,
- Z_i es el valor actualmente del posicionamiento Z,
- R_{App} es el radio del aplicador.

4.1.3. Cálculo de la tasa de dosis

Para convertir la carga recogida por el conjunto cámara de ionización-electrómetro durante un *min* en tasa de dosis se utiliza la siguiente fórmula [8]

$$\dot{D}_w(r) \left[\frac{Gy}{min} \right] = N_k \left[\frac{Gy}{C} \right] \cdot Q(r)[C] \cdot \frac{T[K]}{T_0[K]} \cdot \frac{P_0[hPa]}{P[hPa]} \cdot k_Q \cdot k_{Ka \rightarrow Dw} \left[\frac{1}{min} \right],$$

siendo *Gy* la unidad empleada para medir dosis absorbida, equivalente a JKg^{-1} . Los factores que aparecen son los siguiente

- N_k es el factor de calibración del detector en el certificado,
- $Q(r)$ es la carga medida por la IC en un minuto a una distancia r del tip de la sonda,
- T es la temperatura actual,
- T_0 es la temperatura de referencia (del certificado de calibración de la IC),
- P_0 es la presión de referencia (del certificado de calibración de la IC),
- P es la presión actual,
- k_Q es el factor de corrección de calidad de radiación (certificado de calibración),
- $K_{Ka \rightarrow Dw}$ es el factor de corrección para la IC, para la conversión de kerma² en aire \rightarrow dosis de energía en agua.

El factor de calibración asignado por un laboratorio de calibración a una cámara de ionización se basa en la masa de gas presente en su volumen. Esta masa varía con la temperatura y la presión cuando la cámara está abierta a la atmósfera. Por lo tanto la corrección de la cantidad de carga colectada en la cámara de ionización debe realizarse a la presión P_0 de referencia y temperatura T_0 de referencia. La corrección requerida para la temperatura y presión reales queda expresado por la expresión

$$K_{TP} = \frac{T[K]}{T_0[K]} \frac{P_0}{P}.$$

Las medidas hechas con dosímetros e instrumentos deben estar referidas a los patrones nacionales. Puede que no se disponga de patrones nacionales para todas las magnitudes que se emplean en dosimetría de las radiaciones. Por lo general se dispone de patrones para las magnitudes que se refieren al aire, como el kerma en el aire para los fotones o la fluencia para los neutrones. Sin embargo, las demás magnitudes radiológicas pueden relacionarse con estas. En radioterapia, de haces externos, la magnitud preferentemente utilizada es la dosis absorbida en agua. Las medidas basadas en calibraciones en aire, en términos de kerma en aire, requieren factores de conversión dependientes de la cámara para determinar la dosis absorbida en agua $K_{Ka \rightarrow Dw}$. Este factor se determina durante la calibración de la IC por el fabricante

²Esta unidad se detalla más en profundidad en el Apéndice B

de la misma.

En los haces de fotones de baja energía la calidad del haz viene determinada por la capa hemirreductora (HVL) en aluminio. De ello dependen k_Q y $k_{Ka \rightarrow Dw}$. En el sistema de calibración proporcionado por ZEISS, calibración 4.0, se asume que la calidad del haz es constante, independientemente de si se usa aplicador o no, y del diámetro del aplicador empleado, dado que las diferencias que se introducirían al considerar un factor para cada diámetro del aplicador son más pequeñas que la incertidumbre asociada a estos factores.

4.1.4. Resultados DDC sin aplicador esférico

El resumen se muestra en la Figura 4.1.

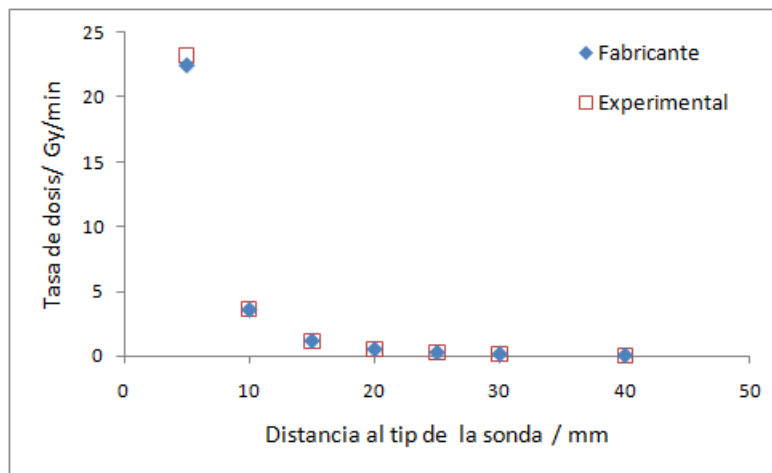


Figura 4.1: Curva de dosis en profundidad sin aplicador.

Según el fabricante la incertidumbre asociada a los valores de la curva de dosis en profundidad sería del 5 % para cualquier punto de la curva. Esta incertidumbre tiene diferentes contribuciones [10]

- Incertidumbre causada por la calibración del factor N_k de la IC.
- Incertidumbre del electrómetro.
- Incertidumbre causada por las diferentes calidades del haz de rayos X durante la calibración de la IC.
- Incertidumbre en el factor $k_{Ka \rightarrow w}$.
- Incertidumbre en el posicionamiento del sistema en la cuba de agua.

Se ha comprobado que el error respecto al resultado tabulado es inferior al 3 % en puntos cercanos al isocentro e inferior a 1,8 % en el resto de puntos, por debajo de

Tabla 4.1: Error relativo (%) en la función de transferencia (experimental-certificado).

Profundidad/ mm	Diámetro APLICADOR HCULB /cm							
	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
10,00	-0,44							
12,50	-0,26	-0,39						
15,00	0,43	0,06	-1,00					
17,50	0,64	0,32	-0,67	-1,96				
20,00	0,43	0,04	-0,72	-2,01	0,67			
22,50	0,07	-0,39	-0,93	-2,03	-0,45	0,95		
25,00	-0,25	-0,70	-1,24	-2,25	-0,82	-0,12	0,26	
27,50	-0,21	-0,75	-1,09	-2,38	-1,07	-0,51	-0,41	0,02
30,00	-0,50	-0,90	-1,36	-2,20	-0,94	-0,57	-0,79	-0,06
32,50	-0,30	-0,74	-1,17	-2,11	-0,76	-0,57	-0,74	-0,11
35,00	0,01	-0,57	-0,87	-1,93	-0,57	-0,20	-0,34	-0,13
37,50	0,75	-0,03	-0,21	-1,74	-0,22	0,02	-0,09	-0,85
40,00	0,83	0,29	0,19	-0,95	0,38	0,66	0,51	0,93

la incertidumbre estimada del 5% (ver Tabla C.1 del Apéndice C). Esto nos permite afirmar que los valores medidos de dosis absorbida con la cuba de agua están dentro del intervalo de valores esperados y valida las tablas (sin aplicador) introducidas por el fabricante en el sistema.

4.1.5. Función de transferencia y DDC con aplicador esférico

Como ya se dijo en la sección 2.3, las funciones de transferencia (2.3.1) que caracterizan los aplicadores deben ser comprobadas. A medida que aumenta el diámetro del aplicador, vamos excluyendo lógicamente los puntos que caen dentro del aplicador en cuestión para la toma de medidas experimentales. Por tanto, cada vez hay menos puntos accesibles, y así se refleja en la Tabla 4.1.

Dado que la función de transferencia se construye como cociente de dos tasas de dosis medidas y ambas tienen una incertidumbre del 4-5%, podemos aplicar como mínimo la misma incertidumbre a los valores medidos, lo que nos indica que los resultados de la Tabla 4.1 son satisfactorios y que los aplicadores no tienen problemas en cuanto a la atenuación esperada.

Podemos estudiar también la DDC con los distintos aplicadores. La Figura 4.2 muestra la tasa de dosis en agua normalizada al valor a 2.5 mm desde la superficie del aplicador, frente a la distancia a la superficie del aplicador, en escala semilogarítmica. Para los aplicadores más pequeños (≤ 30 mm), el porcentaje de la tasa de dosis cambia rápidamente con la distancia al aplicador porque el gradiente de dosis es más pronunciado cerca de la fuente de rayos X. Por otro lado, si se examinan los valores de la tasa de dosis cerca de la superficie del aplicador (Tablas C.2-C.9

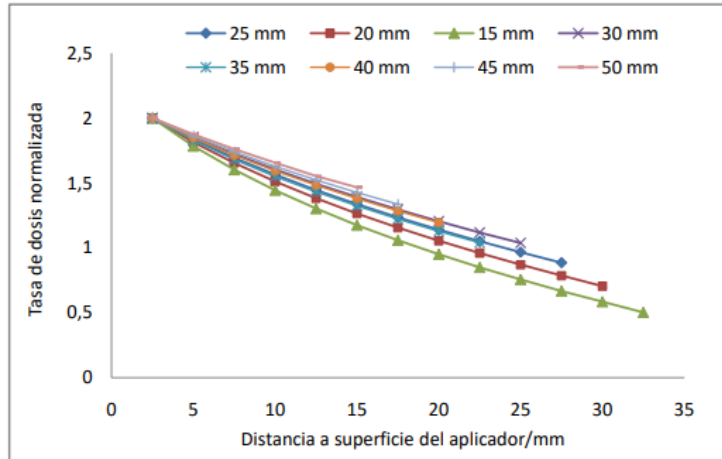


Figura 4.2: Curva de la tasa de dosis normalizada al valor en 2.5 mm desde la superficie del aplicador, frente a la distancia a la superficie del aplicador, en escala semilogarítmica para los diferentes aplicadores.

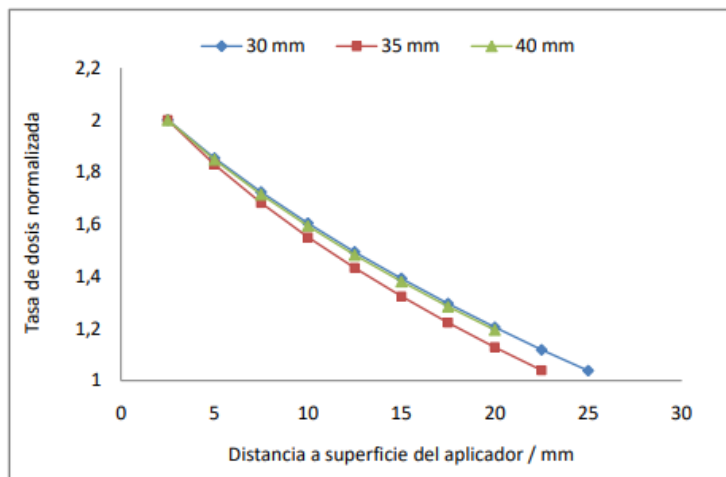


Figura 4.3: Curva de la tasa de dosis normalizada al valor en 2.5 mm desde la superficie del aplicador, frente a la distancia a la superficie del aplicador, en escala semilogarítmica para los aplicadores de 30, 35 y 40 mm de diámetro.

del Apéndice C), se comprueba que la tasa de dosis disminuye con el aumento de diámetro.

En la Figura 4.3 se representan solo los aplicadores de diámetros 30, 35 y 40 mm. El aplicador de 30 mm de diámetro es el único que lleva el filtro de los tres. Al observar más de cerca, nos damos cuenta de que el de 30 mm y el de 40 mm muestran una curva muy similar, mientras que si no hubiese filtro, el gradiente de dosis para el aplicador de 30 mm de diámetro debería ser más pronunciado que para el de 40 mm. La explicación se debe a la presencia del filtro, cuyos efectos se comentaron en la sección 2.3.

4.2. Isotropía del haz

Esta prueba consiste en la verificación de la geometría de la distribución esférica de la radiación emitida por la fuente con el aplicador esférico.

Para las medidas de isotropía, el equipamiento es el mismo que para la DDC, pero en este caso hay un inserto lateral en la cuba de agua para introducir la IC distinto del utilizado en las medidas de la DDC. Antes de medir, se debe colocar verticalmente la sonda en un punto tal que la lectura de carga por parte del conjunto IC-electrómetro sea máxima, utilizando el tornillo micrométrico destinado a tal efecto. La isotropía se mide relativa a 0° , rotando la fuente en 8 posiciones en el plano del isocentro, cada 45° .

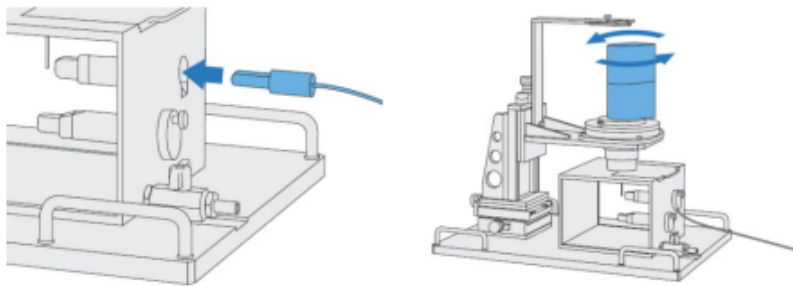


Figura 4.4: Prueba isotropía relativa. Inserción de la IC en la cuba de agua y rotación de la fuente [10].

La isotropía de la fuente de radiación no difiere más del 1.5 % en ninguno de los puntos verificados. Como los valores medidos de dosis ya presentan una incertidumbre del 4-5 %, determinamos que los aplicadores no tienen problemas en cuanto a isotropía.

Tabla 4.2: Error relativo (%) en la isotropía respecto del valor a 0° a nivel del isocentro.

Ángulo / °	Diámetro APLICADOR HCULB / cm							
	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0	4,5	5,0
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
45	0,25	0,09	0,09	0,12	0,04	0,37	0,28	0,10
90	-0,06	-0,37	-0,03	0,26	-0,44	0,00	0,25	-0,44
135	-0,46	-0,40	-0,03	-0,56	-0,87	-0,28	0,25	-0,40
180	-0,34	-0,61	-0,63	-0,85	-1,40	-0,75	-0,25	-0,73
225	0,56	0,24	-0,33	-0,53	-0,83	-0,24	-0,15	0,12
270	0,15	1,31	0,54	0,50	0,09	0,62	0,79	1,14
315	-0,19	0,55	0,09	0,35	-0,22	-0,04	0,04	0,44

4.3. Linealidad del monitor IRM con la dosis

El monitor IRM controla el fin de tratamiento debido a que la tasa de dosis no es constante durante todo el tiempo, especialmente al inicio. El software calcula un tiempo de tratamiento para la dosis prescrita a una profundidad r , pero el verdadero tiempo de radiación no es exactamente este, sino que puede aumentar o disminuir según la 'potencia' de la fuente. Por tanto, con el tiempo de tratamiento estimado, y la tasa de IRM (*cuentas/s*) medida durante el control de calidad, se calcula el número de cuentas total del tratamiento. Este número servirá para detener la radiación en aproximadamente el tiempo que ha sido calculado o introducido en el sistema. Es un criterio de seguridad de apagado.

Se ha comprobado la linealidad del detector para diferentes valores de dosis midiendo carga con la IC en agua para diferentes lecturas del monitor de dosis en la consola, ya que los *Hz* del IRM están directamente relacionados con la lectura de dosis que da la consola durante un tratamiento, siendo proporcionales. El sistema se ha mostrado completamente lineal. Los resultados se presentan en la Figura 4.5.

4.4. Cálculo secundario de los tiempos de tratamiento

En el software de INTRABEAM se han planificado tratamientos para todos los aplicadores y se ha comprobado manualmente el tiempo de duración del tratamiento que da el sistema, haciendo el cálculo con la ecuación (2.3.2) y usando para ello las funciones de transferencia tabuladas por la casa comercial (una vez comprobado que son correctas) y las tasas de dosis tabuladas. Más concretamente, se van a calcular los tiempos para dar 20 Gy y 40 Gy en la superficie de todos los aplicadores.

A pesar de que el objetivo es comparar con los tiempos proporcionados por la consola, es interesante conocer cómo el software hace su cálculo. Las medidas directas de la DDC en la superficie del aplicador no son técnicamente posibles. Por tanto se usan funciones de interpolación para ajustar los valores de dosis a profundidad

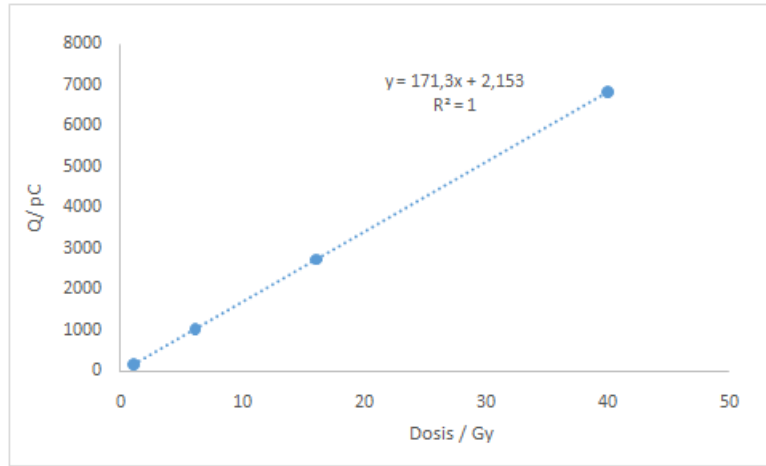


Figura 4.5: Linealidad IRM con la dosis

r y obtener valores numéricos más allá de los valores discretos medidos experimentalmente. Esto es debido al espesor del holder de la IC, el cual impide el contacto directo de la IC con la punta de la sonda de la fuente XRS o con la superficie del aplicador. Dichas funciones están definidas en el sistema INTRABEAM a través de unos archivos de calibración y se escriben a continuación.

Para la tasa de dosis en agua sin aplicador,

$$\dot{D}_w(r)(sin\ apl.)[Gy/min](XRS) = \left(\frac{1 - \frac{b_1}{10}}{1 - \frac{b_1}{r}}\right)^2 \cdot (a_1 \cdot \exp(-u_1 \frac{r}{10}) + a_2 \cdot \exp(-u_2 \frac{r}{10}) + a_3 \cdot \exp(-u_3 \frac{r}{10})) \cdot D_0 \frac{40}{r^2}.$$

Para la función de transferencia del aplicador $Y(r)$,

$$Y(r) = \exp(A_1 + A_2 \cdot r^{0,5} + A_3 \cdot r^{-p}),$$

donde los coeficientes que aparecen son los coeficientes del ajuste, r es la variable de profundidad, y p es un parámetro que solamente depende del tipo de aplicador, y para aplicadores esféricos, $p = 1,5$.

Por tanto,

$$\dot{D}_w(con\ apl.)(r) = \dot{D}_w(sin\ apl.)(r) \cdot Y(r),$$

y de manera análoga a la ecuación (2.3.2),

$$T_{tratamiento} = \frac{D_{prescrita}}{\dot{D}_w(con\ apl.)(r) \cdot f_{diario}}.$$

Esta es la manera en la que calcula el software de INTRABEAM el tiempo de tratamiento, (que denominaremos $t_{máquina}$ en las Tablas C.10 y C.11 del Apéndice C

y con lo que vamos a comparar manualmente los tiempos.

El fabricante proporciona dos conjuntos diferentes de tasas de dosis para las calibraciones TARGIT y Calibración 4.0. Pueden llegar a ser muy diferentes en puntos cercanos a la fuente.

La principal diferencia entre estos dos métodos de calibración es el detector usado, ya que son IC con distinto volumen sensible, lo que hace que se produzca un efecto de promediado de dosis tanto más acusado cuanto mayor sea el volumen de la cámara. La Calibración 4.0 sería la modalidad seleccionada por ser la más exacta. La razón de ser de TARGIT tiene que ver con su utilización en un ensayo clínico homónimo, el más extenso y prolongado en el tiempo de los hechos en intraoperatoria de mama. Por tanto TARGIT se sigue usando para los tratamientos de mama y la Calibración 4.0 para el resto.

Comprobaremos que los tiempos de tratamiento proporcionados por ambos sistemas de calibración son correctos.

Donde se aprecia que hay más discrepancia debida al ajuste es en el caso del aplicador pequeño al existir más gradiente cerca de la fuente de radiación (la superficie está en 7.5 mm). Los datos numéricos se pueden observar en las tablas C.10 y C.11 adjuntadas en el Apéndice C.

4.5. Medida del HVL para cada aplicador

La calidad del haz para unidades de rayos X de kilovoltaje generalmente se describe por medio del HVL.

El HVL (capa hemirreductora) se define como el espesor de un determinado material que reduce a la mitad la intensidad de radiación de un haz que lo atraviesa. Su cálculo se basa en la ley de atenuación exponencial (ver Apéndice A). Su expresión es

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu},$$

donde μ es el coeficiente de atenuación, y se obtendrá experimentalmente haciendo un ajuste lineal entre el logaritmo de la tasa de dosis y el espesor del filtro de aluminio. La HVL se determina interpolando linealmente el valor del espesor del filtro que reduce a la mitad la tasa de dosis en aire comparado con el de un haz sin atenuar. Los mencionados ajustes se pueden ver en el Apéndice C.

Los valores de HVL son dependientes del diámetro del aplicador, aunque aquellos con un diámetro inferior o igual a 3 cm contienen un filtro de aluminio para mitigar estas diferencias.



Figura 4.6: Montaje HVL (imagen propia).

Evaluamos las capas hemirreductoras de los diferentes aplicadores con unos filtros de aluminio de elevada pureza. Como referencia se ha medido la HVL en aire con la fuente sin aplicador y con los aplicadores insertados. Se contaba con un juego de láminas de diferentes espesores que se usaron para interponer entre aplicador y IC. Se utilizó también una cámara Radcal 10×6 (6cc) y un electrómetro Radcal Accudose. El montaje puede verse en la Figura 4.6.

Se hizo un castillete de tal manera que la distancia fuente-filtros era de 3,5 cm y la distancia fuente-cámara era de 46 cm. El aplicador debía situarse lo más cerca posible de las láminas de Aluminio para evitar que la radiación dispersada llegase a la IC sin atenuarse por la lámina. Nos aseguramos con un nivel de que el brazo del estativo sujetaba el acelerador de forma perfectamente vertical y con una plomada de que la cámara estaba situada en la vertical del aplicador. Se tomaron varias medidas de la dosis recogida por la cámara en intervalos de 30 segundos para cada aplicador y para cada espesor de las láminas de Aluminio, y se hizo un promediado de las mismas. Seguidamente se realizó el ajuste lineal descrito que permite calcular el HVL. Los resultados finales se recogen en la Tabla 4.3.

Por último, para asegurar la protección necesaria ante la radiación, el montaje se hizo en el almacén de residuos, que cuenta con paredes blindadas. Usamos mamparas plomadas que rodeaban a la fuente a modo de barrera para poder situarnos

en la distancia a medir. Nos aseguramos con un monitor de radiación ambiental de que la zona era segura.

Diámetro aplicador / cm	HVL (Al) / mm
1.5	1.30
2.0	1.39
2.5	1.47
3.0	1.54
3.5	1.15
4.0	1.22
4.5	1.26
5.0	1.33

Tabla 4.3: HVL de los distintos aplicadores esféricos

El fabricante no tiene ningún valor de referencia para la HVL con aplicador, ya que su comportamiento en agua viene descrito por las funciones de transferencia, no obstante, guardamos los valores obtenidos como referencia.

4.6. Conclusiones

1. En la DDC sin aplicador, el error respecto al valor tabulado es inferior al 3% en puntos cercanos al tip del acelerador e inferior a 1,8% en el resto de puntos, por debajo de la incertidumbre estimada del 5%. Esto valida las tablas (sin aplicador) introducidas por el fabricante del sistema.
2. En el test de isotropía relativa, la fuente de radiación no difiere más del 2% en ninguno de los puntos verificados.
3. Dado que la función de transferencia se construye como cociente de dos tasas de dosis medidas y ambas tienen una incertidumbre del 4-5%, podemos aplicar como mínimo la misma incertidumbre a los valores medidos, lo que nos indica que los resultados de las tablas son satisfactorios y que los aplicadores no tienen problemas en cuanto a la atenuación esperada ni a la isotropía.
4. En cuanto al test de linealidad del monitor IRM con la dosis, la respuesta del sistema ha sido totalmente lineal.
5. Error por debajo de la tolerancia 1% en el cálculo secundario de tiempos de tratamiento salvo en el caso del aplicador más pequeño en puntos cercanos a su superficie.

6. En cuanto al HVL, el fabricante no tiene ningún valor de referencia para la HVL con aplicador, ya que su comportamiento en agua viene descrito por las funciones de transferencia. No obstante, se guardan los valores obtenidos como referencia.

El conocimiento de la dosis absorbida en agua es crucial para alcanzar resultados óptimos en los tratamientos y reducir al máximo la toxicidad en los tejidos. Con este informe del estado de referencia inicial (ERI) se han reproducido y comprobado las tablas y certificados proporcionados por el fabricante, asegurándonos de que el sistema está listo para pasar a la siguiente fase de su vida útil en el hospital.

Bibliografía

- [1] A.Brosed. *Fundamentos de física médica, Volumen 2: Radiodiagnóstico. Bases físicas, equipos y control de calidad.* ADI, 2011.
- [2] A.Brosed. *Fundamentos de física médica, Volumen 1: Medida de la radiación.* ADI, 2011.
- [3] Axencia de Avaliación de Tecnoloxías Sanitarias de Galicia, avalia-t. *Radioterapia intraoperatoria en cáncer de mama y cáncer colorrectal.* Junio 2010.
- [4] Clinical Application Management Radiotherapy, Carl ZEISS Meditec AG. *Clinical Application Training.- Physics Training For Users.*
- [5] Daniel Latorre *Características técnicas de la unidad Intrabeam de ZEISS.* [Charla]. Noviembre 2021.
- [6] E. Becquer Carrasco Solis. *Creación de un software de cálculo dosimétrico para aplicadores planos del sistema de braquiterapia electrónica- Intrabeam.* 2017.
- [7] INTRABEAM *Spherical applicator.* Versión 12.2. 2019.
- [8] INTRABEAM *Water Phantom. Instrucciones de uso.* Versión 6.0. 2017.
- [9] INTRABEAM 600 *Instrucciones de uso.* Versión 2.0. 2019.
- [10] INTRABEAM 600 *Module III - Beam Characteristics, SQA & Dosimetry.* 2016.
- [11] Krane. *Introductory nuclear physics.* 1987.
- [12] M.Y.Shaikh, A.Nalichowski, Michael C. Joiner, Jay Burmeister. *Dosimetric evaluation of the INTRABEAM system for breast intraoperative radiotherapy: A single-institution experience.* Medical Dosimetry. October 9,2019.
- [13] Paula Cantero Muñoz, Gerardo Atienza Merino. *Radioterapia intraoperatoria en el tratamiento del cáncer colorrectal.* Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias. Enero, 2014.
- [14] Silvia Fernández. *Control de calidad Intrabeam* [Charla]. Noviembre 2021.
- [15] Sociedad Española de Física Médica, <https://sefm.es/radiofisica-hospitalaria/> [Consultado: 11/04/2022]

- [16] Wenz, F. *Current and Future Application of Intraoperative Radiotherapy (IORT) in the Curative and Palliative Treatment of Breast Cancer* 2017.