

ANÁLISIS DE RIESGO E IMPLEMENTACIÓN DE BARRERAS DE SEGURIDAD EN SERVICIO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS

CARRERA: ESPECIALIZACIÓN EN FÍSICA DE LA RADIOTERAPIA

Alumno: Ing. Lucas Dordolo
Director: Bioing. Mauro Canalis

Año 2025



UNIVERSIDAD
NACIONAL DE
SAN MARTÍN



Índice de contenido

Índice de contenido	1
Glosario de siglas y abreviaturas:	3
Resumen	4
Abstract	5
Introducción	6
Objetivo	6
1. Aspectos generales	7
1.1. Braquiterapia	7
1.2. Tasa de kerma en aire	8
1.3. Cámara de ionización	9
1.3.1. Tipos de cámaras de Ionización	9
1.3.1.1. Cámara de ionización de placas paralelas	9
1.3.1.2. Cámara de ionización cilíndrica (tipo Farmer)	9
1.3.1.3. Cámara de pozo	9
1.4. Recomendaciones de OIEA sobre seguridad	10
1.5. Gestión de riesgos	11
1.5.1. Matriz de análisis de riesgos	13
1.6. Herramienta SEVRRA	14
2. Aspectos específicos	15
2.1. Descripción de la instalación	15
2.2. Equipamiento	16
2.2.1. Equipo de carga diferida HDR Multisource	16
2.2.2. Planificador SagiPlan y algoritmo basado en formalismo AAPM TG-43	17
2.2.3. Equipo dosimétrico	18
3. Desarrollo	20
3.1. Análisis de riesgos con la matriz de riesgos	20
3.2. Medidas de mitigación de riesgos	25
3.2.1. Verificación de la tasa de Kerma con cámara de pozo	25
3.2.2. Verificación de la tasa de Kerma con fantoma sólido y cámara de ionización	27
3.2.2.1. Aclimatamiento	28
3.2.2.2. Determinación de tasa de kerma nominal en aire	28
3.2.2.3. Determinación de la tasa nominal de kerma en aire a partir de la lectura del dosímetro	29
3.2.2.4. Conversión de la lectura de medición para calibración de exposición	32
3.2.2.5. Conversión de la lectura para calibración en agua	32
3.2.2.6. Conversión de la lectura para calibración en aire	32
3.2.2.7. Determinación de tasa de dosis para comparar con las sondas in vivo.	33
3.2.3. Sistema de cálculo independiente	33
3.2.3.1. Intensidad de kerma en aire	35

3.2.3.2. Constante de tasa de dosis	35
3.2.3.3. Factor de geometría	35
3.2.3.4. Función radial de dosis	36
3.2.3.5. Función de anisotropía	36
3.2.4. Desarrollo del software de cálculo independiente	38
3.2.4.1. Obtención de coordenadas y tiempos de las paradas junto con dosis en puntos de control	39
3.2.4.2. Determinación del decaimiento de la fuente al momento del cálculo	41
3.2.4.3. Determinación de los valores de r y θ desde cada parada a los puntos de control	41
3.2.4.4. Interpolación o extrapolar dentro de las tablas de las funciones de anisotropía y radial de dosis	44
3.2.4.5. Cálculo del factor de geometría	45
3.2.4.6. Suma del aporte de dosis de cada una de las paradas de la fuente al punto de control	45
3.2.4.7. Interfaz gráfica del usuario (GUI) y reporte de dosis	46
3.2.5. Procedimiento para la identificación de correspondencia entre canal y catéter	48
3.2.5.1. Aplicador de braquiterapia intersticial de mama	49
3.2.5.2. Aplicador de braquiterapia intersticial de próstata	51
3.2.5.3. Procedimientos para implantes intersticiales	52
4. Resultados	54
4.1. Determinación de tasa de kerma en aire con cámara de pozo	54
4.2. Determinación de tasa de kerma en aire con CI Farmer en fantoma sólido	57
4.3. Comparativa Farmer contra sondas vesical y rectal en fantoma sólido	58
4.4. Comparativa TPS contra cálculo independiente	60
4.5. Nuevo resultado de SEVRRRA	61
5. Conclusiones	63
Bibliografía	64
Anexo A: registros de procedimientos intersticiales	66

Glosario de siglas y abreviaturas:

OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA en inglés)

AAPM: American Association of Physicists in Medicine (Asociación americana de Físicos médicos).

HEBD: High Energy Brachytherapy Source Dosimetry.

BT: Braquiterapia.

TPS: Treatment Planning System (Sistema de planificación de tratamientos).

HDR: High Dose Rate (Alta tasa de dosis).

CI: Cámara de Ionización.

NBS: Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra Radiaciones Ionizantes y para la Seguridad de las Fuentes de Radiación (BSS en inglés).

ACR: Análisis de Causa Raíz.

FODA: Fortalezas, Oportunidades, Debilidades y Amenazas.

FTA: Failure Tree Analysis (Árbol de análisis de fallas).

FORO: Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares.

SEVRRRA: Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia.

^{60}Co : Cobalto-60.

SI: Suceso Iniciador.

PMMA: Polimetilmetacrilato

BRAPHYQS: (BRachytherapy PHYsics Quality Assurance System).

CSV: Comma Separated Values (Valores separados por coma).

GUI: Graphical User Interface (Interfaz gráfica de usuario).

PDF: Portable Document Format.

CEMENURNK: Centro de Medicina Nuclear y Radioterapia "Pte. Dr. Néstor C. Kirchner"

Resumen

En este trabajo se analiza la documentación publicada por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) referida a la seguridad en los centros de radioterapia y los distintos enfoques de los mismos.

En base a las recomendaciones de la OIEA, se realiza un análisis de riesgos, mediante matriz de riesgos, del servicio de braquiterapia de alta tasa de dosis del Centro de Medicina Nuclear y Radioterapia “Pte. Dr. Néstor C. Kirchner” (CEMENURNK), de la ciudad de Formosa, Argentina. Este servicio posee un equipo de carga diferida MultiSource de marca Bebig, que utiliza una fuente radiactiva miniaturizada de ^{60}Co .

El resultado del análisis evidencia la necesidad de crear algunas barreras de seguridad que permitan reducir la probabilidad de ocurrencia de accidentes y, con esto, alcanzar niveles de riesgo bajos.

También se incluye el desarrollo de estas barreras. En primer lugar, la implementación de un sistema de cálculo independiente basado en el protocolo AAPM TG-43, cuyo objetivo es verificar los resultados generados por el TPS. Asimismo, se incorporan los registros de procedimientos de validación de la correcta identificación de canales y catéteres en implantes intersticiales. Adicionalmente, se incluyen con fines académicos tres acciones complementarias: determinación de la tasa de Kerma en aire, validación de los resultados mediante un segundo conjunto dosimétrico y la implementación de un sistema de dosimetría in vivo para garantizar la precisión durante los tratamientos.

Abstract

This work analyzes the documentation published by the International Atomic Energy Agency (IAEA) regarding safety in radiotherapy centers and their different approaches.

Based on the IAEA recommendations, a risk analysis is carried out, using a risk matrix, of the high dose rate brachytherapy service of the Center for Nuclear Medicine and Radiotherapy "Pte. Dr. Néstor C. Kirchner" (CEMENURNK), from the city of Formosa, Argentina. This service has Bebig brand MultiSource afterloading equipment, which uses a miniaturized ^{60}Co radioactive source.

The result of the analysis shows that it is necessary to implement some safety barriers that allow reducing the probability of accidents occurring and, with this, achieving low risk levels.

The development of these barriers is also included, among which is the implementation of an independent calculation system, based on the AAPM TG-43, that contrasts the results delivered by the TPS, a register to be used in the verification procedure for the identification of channels and catheters in interstitial implants and, although it was not mandatory, the determination of the Kerma rate, validation of the result with another dosimetric set and implementation of in vivo dosimetry was done for academic purposes.

Introducción

La braquiterapia, como modalidad de radioterapia interna, representa un pilar en el tratamiento oncológico al permitir la administración localizada de altas dosis de radiación, preservando los tejidos circundantes. No obstante, su ejecución involucra múltiples etapas interconectadas, desde la simulación y planificación hasta la inserción de fuentes y el control post-procedimiento, donde errores técnicos o humanos pueden derivar en consecuencias críticas para el paciente.

Aunque los protocolos clínicos actuales ofrecen lineamientos rigurosos, la literatura reporta incidentes relacionados con errores en la colocación de fuentes, cálculos dosimétricos o comunicación interdisciplinaria. Estos eventos, aunque infrecuentes, subrayan la necesidad de adoptar enfoques sistemáticos para evaluar riesgos, especialmente ante la incorporación de nuevas tecnologías.

En este contexto, el análisis de riesgo emerge como una estrategia indispensable para garantizar seguridad y eficacia, siendo la matriz de riesgo una herramienta clave para cuantificar y jerarquizar amenazas de manera sistemática. A diferencia de enfoques cualitativos tradicionales, la matriz de riesgo permite clasificar los fallos potenciales según su probabilidad de ocurrencia y su impacto clínico, facilitando la toma de decisiones.

Objetivo

El objetivo de este trabajo es el de analizar el servicio de braquiterapia de alta tasa de dosis del Centro de Medicina Nuclear y Radioterapia “Pte. Dr. Néstor C. Kirchner”, ubicado en la ciudad capital de la provincia de Formosa, Argentina, mediante el proceso de gestión de riesgos y, en particular, utilizando la matriz de análisis de riesgos.

De esta manera, el proceso se enfoca en identificar actividades de alto riesgo, diseñar barreras preventivas o estrategias de mitigación y reducir tanto su impacto potencial como la probabilidad de ocurrencia.

1. Aspectos generales

En esta sección se expondrán algunos conceptos sobre la braquiterapia y los instrumentos utilizados en la dosimetría. Además, se exhibirán las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) acerca de la seguridad en instalaciones de radioterapia, junto con las metodologías y herramientas sugeridas.

1.1. Braquiterapia

La Braquiterapia (BT) consiste en el tratamiento de enfermedades neoplásicas mediante fuentes radiactivas encapsuladas colocadas en los tejidos, ya sea en contacto (BT superficial) en el interior de cavidades (BT endocavitaria) o insertadas en ellos (BT intersticial).

Presenta características terapéuticas diferenciadoras frente a la radioterapia externa. Por un lado, destaca su rápido gradiente de caída de dosis alrededor del implante, lo que minimiza la irradiación del tejido sano circundante. Sin embargo, a diferencia de la radioterapia externa, donde la distribución de dosis es mayormente homogénea, en la braquiterapia esta suele ser poco uniforme, especialmente en geometrías complejas.

Clínicamente, su aplicación se reserva para volúmenes tumorales más reducidos, ya sea como tratamiento exclusivo o combinado con radioterapia externa. Esta complementariedad, junto a su perfil dosimétrico único, la consolida como una modalidad esencial en oncología radioterápica moderna.

En braquiterapia, las fuentes se insertan directamente en el tejido o mediante aplicadores de geometría variable. Estos últimos se adaptan a la anatomía del paciente para garantizar una distribución de dosis precisa y clínicamente efectiva.

Se denomina “Sistema de carga” a la forma en la que se sitúan las fuentes en el paciente, que puede ser “Inmediata” o “Diferida”, esta última es cuando se utilizan aplicadores. Dentro de la diferida se distingue entre la “Manual” y la “Automática” según las fuentes se coloquen manualmente dentro del aplicador o por medio de un sistema mecánico. Además, dependiendo de la intensidad de las fuentes se distingue entre “Baja Tasa” (LDR), “Alta Tasa” (HDR) y “Tasa Pulsada” (PDR). El sistema más extendido es el de carga diferida automática con una sola fuente (HDR), que viaja según tiempos y posiciones programadas.

El procedimiento habitual en la BT diferida consiste en la colocación de los aplicadores en acto quirúrgico, adquisición de su localización espacial y anatomía mediante un sistema de imágenes 2D o 3D, planificación, optimización y en la transmisión de los datos para finalmente ejecutar el tratamiento [20].

La calibración de fuentes en braquiterapia es un proceso esencial para garantizar la precisión y seguridad de los tratamientos. Consiste en determinar la tasa de dosis de una fuente radiactiva para asegurarse de que la dosis administrada al paciente sea la correcta. Esto es crucial para evitar tanto la subdosificación, que podría reducir la efectividad del tratamiento, como la sobredosificación, que puede causar daño a los tejidos sanos.

1.2. Tasa de kerma en aire

La tasa de dosis nominal en fuentes selladas de braquiterapia se define como la tasa de kerma en aire a 1 m de distancia del centro de distribución de la actividad dentro de la fuente, medido a 90° del eje longitudinal del aplicador.

Un método para determinarlo es la medición directa de la tasa de kerma en aire a 1 m de distancia en aire libre. Estas mediciones dan el valor directo de la tasa de kerma nominal pero deben ser realizadas con cámaras de ionización de gran volumen por la baja tasa de dosis. Usualmente, estas cámaras no están disponibles para dosimetría clínica. Además, en todas las mediciones al aire libre existe un problema con la retrodispersión desde el entorno del detector y desde la fuente de radiación hacia el volumen de medición de la cámara de ionización.

La dependencia de la tasa de dosis con la distancia en el aire se describe con la ley de la inversa del cuadrado. Por lo tanto, es posible realizar mediciones al aire libre a distancias menores a un metro y corregirlo matemáticamente para la distancia medida. La influencia de la dispersión de los elementos circundantes ya no juega un rol importante o puede ser corregida con facilidad, pero distancias muy pequeñas pueden traer consigo una mayor influencia de los errores de posicionamiento.

Otro método es utilizando una cámara de ionización especial, llamada cámara de pozo. Estas tienen una geometría bien definida y, asumiendo una apropiada construcción y calibración, son adecuadas para medición de tasa de kerma en aire. Sin embargo, no todas las clínicas disponen de una y solamente se pueden usar para este fin.

Por otro lado, es posible la medición de la tasa de kerma en aire utilizando fantomas sólidos. Estos tienen la ventaja de poseer una geometría rígida, cortas distancias entre el detector y la fuente y, comparativamente, una baja sensibilidad a la retrodispersión.

1.3. Cámara de ionización

La cámara de ionización es un dispositivo utilizado para la medición de la radiación ionizante. Consiste en un volumen de gas que se ioniza cuando es atravesado por la radiación, generando pares de iones que son recolectados por un campo eléctrico, produciendo una corriente eléctrica que es proporcional a la cantidad de radiación. Se utiliza en radioterapia para la calibración de fuentes radiactivas, asegurando la precisión de las dosis administradas a los pacientes.

1.3.1. Tipos de cámaras de ionización

1.3.1.1. Cámara de ionización de placas paralelas

La cámara de ionización de placas paralelas es un tipo de cámara diseñada específicamente para medir dosis de radiación en situaciones donde es crucial tener una alta resolución espacial, especialmente en campos de radiación de baja energía o en mediciones cercanas a la superficie de un medio. Consiste en dos electrodos planos y paralelos, separados por una pequeña distancia, con un volumen de gas entre ellos que se ioniza cuando la radiación lo atraviesa. Este tipo de cámara es especialmente útil en la dosimetría de electrones.

1.3.1.2. Cámara de ionización cilíndrica (tipo Farmer)

Es una cámara con forma cilíndrica, utilizada principalmente en dosimetría para radioterapia externa. Su diseño permite medir con precisión la dosis absorbida en medios equivalentes al tejido humano, como el agua, conforme al principio de Bragg-Gray, el cual establece que la dosis absorbida en un medio puede inferirse a partir de las ionizaciones producidas en un volumen gaseoso pequeño insertado en dicho medio. Este tipo de cámara es fundamental en procedimientos de calibración y verificación dosimétrica en técnicas como la teleterapia o la braquiterapia bajo condiciones controladas.

1.3.1.3. Cámara de pozo

Especialmente diseñada para la medición de fuentes de braquiterapia, permite una configuración más sencilla y precisa al colocar la fuente en un orificio dentro de la cámara. Esto reduce la incertidumbre en el posicionamiento y facilita la repetibilidad

en las mediciones. Se utiliza comúnmente para la calibración de fuentes de alta tasa de dosis, como las de ^{60}Co e ^{192}Ir .

1.4. Recomendaciones de OIEA sobre seguridad

La radioterapia, ya sea curativa o paliativa, tiene tres aspectos importantes: eficacia del tratamiento, calidad de vida y seguridad. Desde el punto de vista de la seguridad, la radioterapia es un caso muy especial, ya que es la única aplicación de la radiación en la que las personas se someten directamente a un intenso haz de radiación (teleterapia) o las fuentes entran en contacto directo con los tejidos (braquiterapia), de forma deliberada, liberando dosis muy altas de radiación. Además, la radioterapia es inusual porque tanto las sobredosis como las subdosis pueden tener consecuencias graves [1].

El tratamiento con radioterapia es un proceso muy complejo, con una serie de procedimientos que implican la interacción entre varios profesionales de un grupo multidisciplinario. A esto se le suma que los tratamientos se fraccionan en varias sesiones, cada una de las cuales requiere la selección de muchos parámetros y cada día hay que tratar a un gran número de pacientes, muchos de ellos con parámetros similares, lo que aumenta la probabilidad de error humano.

Por todo ello, la radioterapia recibe especial atención en las normas de seguridad del OIEA [2]. En particular, las Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra Radiaciones Ionizantes y para la Seguridad de las Fuentes de Radiación, Figura 1.1, (NBS o BSS por sus siglas en inglés) [3] establecen requisitos para la investigación de la exposición médica accidental y la adopción de las medidas correctivas necesarias para evitar su recurrencia. En el contexto de la radioterapia, la exposición médica accidental se define como “cualquier tratamiento terapéutico administrado al paciente equivocado o al tejido equivocado, [...] o con una dosis o fraccionamiento de dosis que difiere sustancialmente de los valores prescritos por el médico o que puede conducir a efectos secundarios agudos indebidos”. De manera más general, las NBS definen un accidente como “cualquier evento imprevisto, incluidos errores de operación, fallas de equipo u otros contratiempos, cuyas consecuencias o consecuencias potenciales no son despreciables desde el punto de vista de la protección o la seguridad” [3].

IAEA Safety Standards

for protecting people and the environment

Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards

Jointly sponsored by
EC, FAO, IAEA, ILO, OECD/NEA, PAHO, UNEP, WHO



General Safety Requirements Part 3 No. GSR Part 3



Figura 1.1: Normas Básicas Internacionales de Seguridad para la Protección contra Radiaciones Ionizantes y para la Seguridad de las Fuentes de Radiación.

Existe una amplia literatura que contiene informes detallados sobre los casos de exposición accidental más grave [4–8], junto con una colección de resúmenes de alrededor de cien casos de exposición accidental [9]. Estos informes proporcionan información sobre las lecciones aprendidas, las causas de dicha exposición y los factores contribuyentes, permitiendo identificar medidas preventivas, como la necesidad de verificación redundante e independiente de aspectos considerados críticos.

Estos estudios retrospectivos, si bien necesarios, son insuficientes al no abarcar otros posibles accidentes, ya sean los que aún no han ocurrido o los que aún no han salido a la luz. Por lo tanto, se requiere una metodología sistemática, exhaustiva y estructurada que se anticipe a tales eventos e identifique los aspectos débiles o vulnerables del proceso de tratamiento, con miras a tomar medidas para evitar la exposición accidental.

1.5. Gestión de riesgos

La gestión de riesgos es un proceso integral que implica la identificación, evaluación y mitigación de los riesgos potenciales que podrían afectar a una organización,

proyecto o actividad. El objetivo principal de la gestión de riesgos es minimizar la posibilidad de eventos negativos y maximizar las oportunidades positivas, manteniendo un equilibrio entre el riesgo y la recompensa. Se centra en anticipar, evaluar y controlar los riesgos en diversos contextos para asegurar que una organización pueda alcanzar sus objetivos de manera segura y efectiva.

Algunas herramientas comunes utilizadas en la gestión de riesgos son:

1. Matriz de análisis de riesgos: Esta herramienta se utiliza para evaluar y visualizar los riesgos potenciales en función de su probabilidad e impacto.
2. Análisis de causa raíz (ACR): El ACR se utiliza para identificar la causa fundamental de un problema o un evento no deseado. Permite comprender las causas subyacentes de los riesgos y abordarlos de manera efectiva.
3. Análisis FODA (Fortalezas, Oportunidades, Debilidades y Amenazas): Este análisis ayuda a una organización a identificar sus fortalezas y debilidades internas, así como las oportunidades y amenazas externas. Permite una evaluación integral de la situación de una organización y ayuda a identificar los riesgos y oportunidades potenciales.
4. Análisis de árbol de fallas (FTA): Esta herramienta se utiliza para identificar y analizar las posibles fallas en un sistema. Ayuda a comprender cómo diferentes fallas pueden llevar a eventos no deseados y cómo se pueden prevenir o mitigar.
5. Análisis de escenarios: Este enfoque implica la identificación de varios escenarios posibles y la evaluación de su probabilidad y posibles impactos. Permite a las organizaciones prepararse mejor para una amplia gama de situaciones.
6. Análisis de riesgos cuantitativos y cualitativos: Ambos enfoques se utilizan para evaluar los riesgos en términos de su impacto y probabilidad, con el análisis cuantitativo que implica la asignación de valores numéricos y el análisis cualitativo que se centra en descripciones y evaluaciones cualitativas.

Estas herramientas, entre otras, son utilizadas por las organizaciones para comprender mejor los riesgos potenciales y tomar decisiones informadas sobre cómo mitigarlos y gestionarlos de manera efectiva.

En particular, se profundizará sobre la matriz de análisis de riesgos porque es la herramienta que se utilizará en el desarrollo del trabajo al considerarla adecuada para evaluar la seguridad en el servicio de braquiterapia.

1.5.1. Matriz de análisis de riesgos

Una matriz de análisis de riesgos es una herramienta utilizada en la gestión de riesgos para evaluar y visualizar los riesgos potenciales asociados con un proyecto, una operación o una situación específica. La matriz de análisis de riesgos generalmente presenta los riesgos en relación con dos dimensiones principales: la probabilidad de que ocurra un riesgo y el impacto que tendría en caso de materializarse.

Estas matrices suelen representarse en forma de una tabla o matriz bidimensional (ver figura 1.2), en la que se categorizan los riesgos en función de su probabilidad y su impacto. La probabilidad puede clasificarse en términos como baja, media o alta, mientras que el impacto puede clasificarse en términos de menor, moderado o significativo. Los riesgos se pueden calificar y clasificar en la matriz según su ubicación en la intersección de la probabilidad y el impacto.

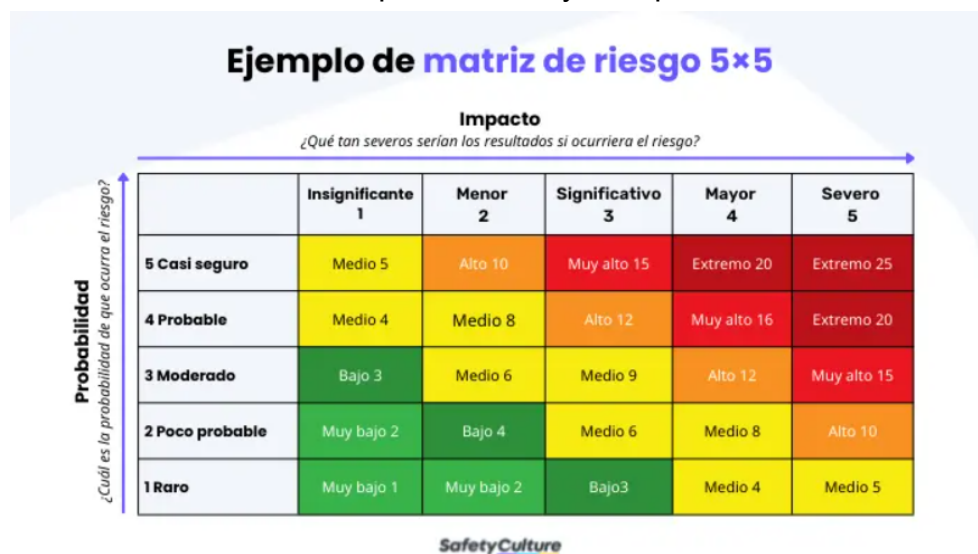


Figura 1.2: ejemplo de una matriz de riesgo. Fuente: <https://safetyculture.com/>

La matriz de análisis de riesgos es útil para priorizar y visualizar los riesgos de manera clara y concisa, lo que ayuda a los equipos de gestión de riesgos y a las partes interesadas a comprender mejor los posibles escenarios de riesgo y a tomar decisiones informadas sobre cómo abordar y mitigar esos riesgos. Además, esta herramienta facilita la identificación de los riesgos más críticos y la asignación de recursos adecuados para gestionarlos de manera efectiva.

Al utilizar una matriz de análisis de riesgos, las organizaciones pueden desarrollar estrategias de mitigación de riesgos más sólidas y elaborar planes de contingencia adecuados para reducir la probabilidad de ocurrencia de los riesgos identificados y minimizar su impacto en caso de que ocurran.

1.6. Herramienta SEVRRRA

SEVRRRA (Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia) es una herramienta informática que utiliza el método de matriz de riesgo para realizar estimaciones en distintas prácticas que involucran peligros radiológicos, como la radioterapia [10]. Este método consiste en identificar los posibles sucesos iniciadores que pueden causar un evento adverso, evaluar la frecuencia y severidad de sus consecuencias, y determinar las barreras y reductores que pueden prevenir o mitigar el riesgo [1]. El sistema permite a los usuarios introducir los datos de su instalación o actividad, seleccionar las barreras y reductores aplicables, y obtener el riesgo resultante, el cual puede compararse con el riesgo de referencia establecido por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

Diseñada como una plataforma web accesible desde cualquier navegador, la herramienta requiere que los usuarios soliciten una cuenta y contraseña para ingresar. La confidencialidad de los datos está protegida, y se garantiza el anonimato de quienes la utilizan. Actualmente, cuenta con diferentes versiones adaptadas a diversas prácticas, como la radioterapia con aceleradores lineales, la telecobaltoterapia, la braquiterapia de alta o baja tasa de dosis, y la radiografía industrial. Además, ofrece la posibilidad de añadir nuevos sucesos iniciadores, barreras o reductores que no estén previamente incluidos, así como de modificar la frecuencia propuesta, si el usuario lo considera necesario.

Este desarrollo fue llevado a cabo por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias de México, en colaboración con el Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares (FORO), una asociación que agrupa a los organismos reguladores de diez países de la región iberoamericana. Su objetivo es facilitar la elaboración de análisis de riesgo en los servicios de radioterapia, permitiendo identificar fortalezas y áreas de mejora, y orientar los esfuerzos hacia la implementación de medidas de seguridad. Se trata de un recurso que contribuye significativamente a la protección radiológica y la salud humana, y que ha sido reconocido por organismos internacionales como la Organización Panamericana de la Salud y el OIEA.

2. Aspectos específicos

En esta sección se describe brevemente el CEMENURNK y se detallan los equipos con los que cuenta el centro de radioterapia para brindar el servicio de braquiterapia.

2.1. Descripción de la instalación

El Centro de Medicina Nuclear y Radioterapia “Pte. Dr. Néstor C. Kirchner” se encuentra emplazado en la ciudad de Formosa, dentro de la provincia homónima de Argentina. La institución dispone tanto de servicios de radioterapia externa, como de braquiterapia.

Dentro de este último, se cuenta con un equipo de carga diferida automática HDR con fuente de ^{60}Co , aplicadores para tratamientos intracavitarios del tipo Fletcher, anillos y cilindros, además de kits para tratamientos intersticiales de mama y próstata.

Adicionalmente, tiene instrumental dosimétrico como electrómetros, cámaras de ionización de pozo, cilíndricas, de placas paralelas y sondas detectoras de estado sólido. Todo esto acompañado de los fantasmas necesarios para cumplir con el programa de garantía de calidad.



Figura 2.1: Frente del CEMENURNK.

2.2. Equipamiento

2.2.1. Equipo de carga diferida HDR Multisource

MultiSource[®] es un equipo de carga diferida para braquiterapia HDR de la firma Eckert & Ziegler, desarrollado para tratamientos intraluminales, intersticiales, intracavitarios, intraoperatorios y de moldes superficiales. Es compatible con una gama completa de aplicadores, catéteres, agujas y plantillas. Puede equiparse con una fuente de ^{192}Ir o con una fuente de ^{60}Co , según lo desee el cliente [11].



Figura 2.2: equipo de carga diferida HDR MultiSource [11].

Mecanismos de seguridad:

El equipo dispone de conectores indexadores, es decir, los tubos de transferencia y los aplicadores ginecológicos están codificados por colores, lo que permite al usuario realizar aplicaciones en el cuello uterino con un riesgo mínimo de confundir los canales. También cuenta con una verificación de longitud, en la que mide automáticamente la longitud de cada aplicador, catéter o aguja. Esta característica garantiza un tratamiento preciso y garantiza que sólo se pueda utilizar para el tratamiento el aplicador seleccionado en la planificación. Además, posee un sistema de dosimetría in vivo que está integrado en el equipo. El mismo software de aplicación permite operar el sistema dosimétrico desde la unidad de control,

posibilitando verificar los límites de dosis y visualizar las dosis en el recto y la vejiga.

2.2.2. Planificador SagiPlan y algoritmo basado en formalismo AAPM TG-43

El software de planificación de tratamientos, o TPS por sus siglas en inglés, que se utiliza en el servicio de braquiterapia es el SagiPlan [12]. Este software pertenece también a la firma Eckert & Ziegler y entre las características más importantes se encuentra:

- Cumple con el reporte American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group No.43 [13-15] y las recomendaciones del Grupo de Trabajo HEBD (High Energy Brachytherapy Source Dosimetry) [16].
- Permite cálculos de dosis para fuentes de ^{60}Co e ^{192}Ir con atenuación y blindaje del aplicador individual.
- Brinda la posibilidad de visualización de imágenes 3D para facilitar la determinación de la ubicación de aplicadores, además de herramientas como nubes de isodosis, dosis superficiales, volúmenes de interés y estructuras anatómicas.
- Todos los parámetros de planificación son almacenados y pueden ser fácilmente exportados con la herramienta de reportes.

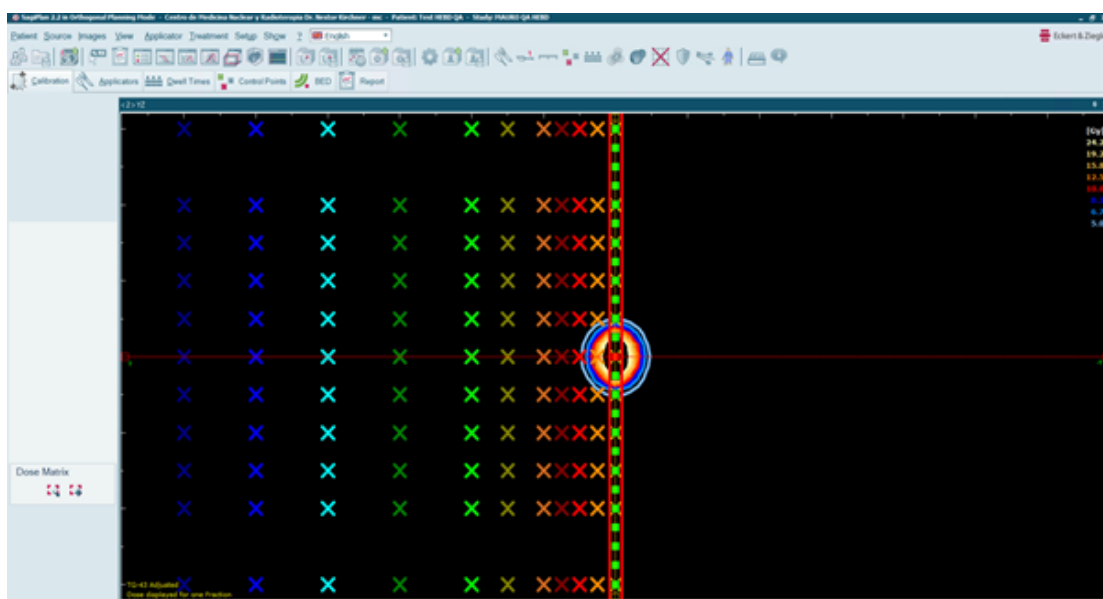


Figura 2.3: imagen de ejemplo del TPS SagiPlan.

2.2.3. Equipo dosimétrico

Para la calibración periódica de la fuente de ^{60}Co que se requiere para cumplir con los procedimientos de control de calidad en el servicio de braquiterapia, basados en el IAEA-TECDOC-1151 [17], se dispone de un conjunto dosimétrico conformado por una cámara de pozo Standard Imaging HDR 1000 y un electrómetro de la misma marca, modelo MAX 4000.

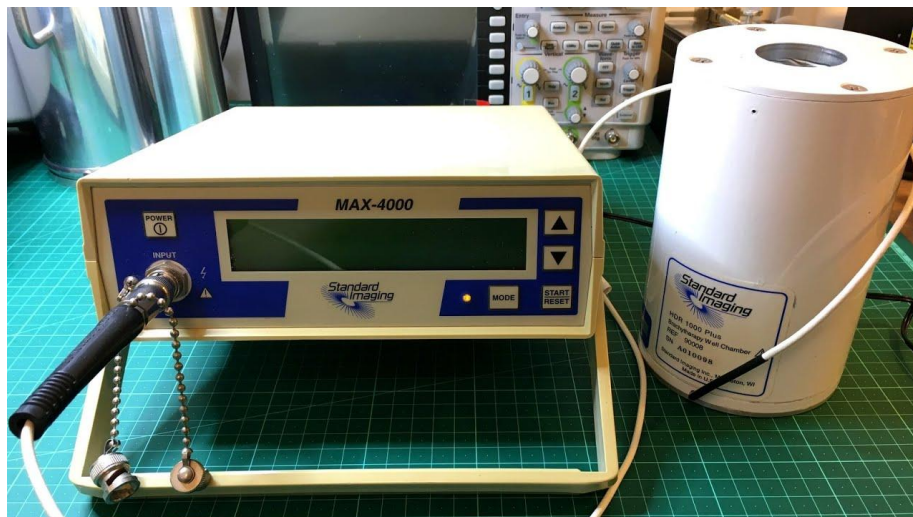


Figura 2.4: conjunto Standard Imaging, electrómetro MAX 4000 y cámara de pozo HDR 1000.

Por otro lado, tal como se describió en la sección anterior, el equipo de carga diferida integra un electrómetro PTW Multidos al que se le pueden conectar las sondas vesical y rectal PTW T9113 y T9112 respectivamente. Este conjunto es utilizado por el software MultiSource para realizar dosimetría in vivo durante los tratamientos, luego de haber sido correctamente calibrado con ayuda del fantoma PTW tipo 9193.



Figura 2.5: Fantoma de calibración PTW tipo 9193.

El fantoma de calibración tipo 9193 consiste en un cilindro de PMMA (acrílico) con un diámetro de 20 cm y 12 cm de altura. En el centro hay un hueco para colocar un inserto acrílico en el que se introducirá la fuente radiactiva.

En un círculo con radio de 8 cm hay 4 huecos situados a 2 cm del borde exterior del fantoma, a 0°, 90°, 180° y 270°. Estos huecos están diseñados para colocar adaptadores que permiten, a su vez, posicionar distintos tipos de detectores como cámaras de ionización o sondas basadas en diodos. Los adaptadores se aseguran que el elemento sensible se encuentre a la misma altura que el centro de la fuente de radiación y por lo tanto, que la distancia entre ellos sea exactamente de 8 cm.

Por cuestiones de peso, el tamaño del fantoma no es lo suficientemente grande como para estar saturado por retrodispersión. Por la posible dispersión de los elementos circundantes, debe colocarse a una altura aproximada de 60 cm sobre un trípode y lo más alejado posible de elementos masivos que pudieran contribuir a la dispersión. Es para este montaje que la base del fantoma posee un agujero roscado.

Finalmente, se dispone de un conjunto dosimétrico cuya calibración es trazable hasta un patrón primario, compuesto por una cámara de ionización (CI) del tipo Farmer, IBA FC65-G, y un electrómetro IBA Dose 2.

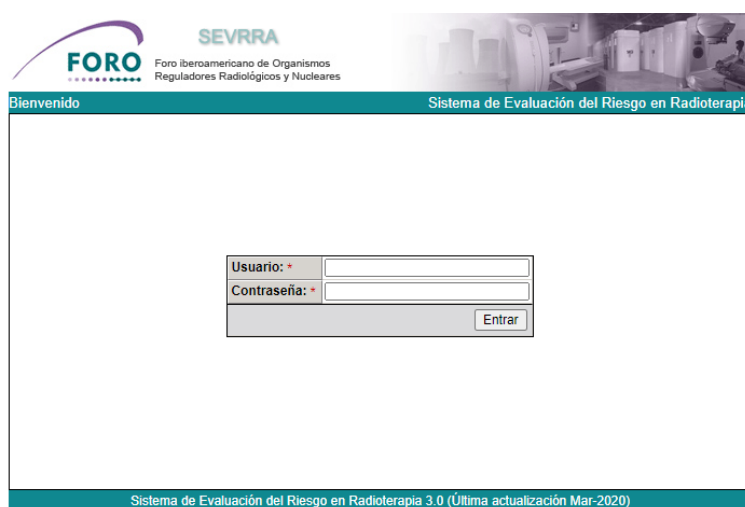


Figura 2.6: Conjunto dosimétrico IBA Dose 2 y CI FC65-G.

3. Desarrollo

3.1. Análisis de riesgos con la matriz de riesgos

Como se describió en el capítulo anterior, la herramienta seleccionada para realizar el análisis de riesgos fue la matriz de riesgos, a través de la plataforma SEVRRRA [10]. Esta plataforma, creada por el Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares (FORO), requiere de un registro gratuito e ingreso con credenciales para su utilización.



The screenshot shows the login interface of the SEVRRRA platform. At the top, there is a header with the FORO logo (Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares) and the SEVRRRA logo. Below the header, a teal banner reads 'Bienvenido' on the left and 'Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia' on the right. The main content area is white and contains a login form with two input fields: 'Usuario: *' and 'Contraseña: *'. Below these fields is a button labeled 'Entrar'. At the bottom of the page, a teal footer bar contains the text 'Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia 3.0 (Última actualización Mar-2020)'.

Figura 3.1: Pantalla de ingreso a la plataforma SEVRRRA.

Luego de ingresar, en la pestaña prácticas, permite registrar un equipo/ práctica entre:

- Acelerador lineal
- Cobalto 60
- Braquiterapia de alta tasa de dosis - única fracción
- Braquiterapia de alta tasa de dosis - fraccionada
- Braquiterapia de baja tasa de dosis - implantes permanentes
- Braquiterapia de baja tasa de dosis - implantes removibles
- Radioterapia de intensidad modulada
- Medicina nuclear diagnóstica



The screenshot shows the SEVRRRA web application interface. At the top, there are logos for FORO (Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares) and SEVRRRA. Below the logos, there is a navigation bar with 'Inicio' and 'Prácticas' tabs. The 'Prácticas' tab is selected, and the user 'Lucas Dordolo' is logged in. Below the navigation bar, there are two main buttons: 'Registro de equipos' and 'Análisis de Riesgo'. The 'Registro de equipos' button is highlighted, and a form titled 'Insertar Equipo de radioterapia' is displayed. The form contains the following fields:

- Práctica:** A dropdown menu with 'Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis-Fraccionada' selected.
- Número de serie:** A text input field.
- Marca:** A text input field.
- Modelo:** A text input field.
- Expediente:** A text input field.
- Licencia:** A text input field.
- Detalle:** A large text area for additional information.
- Nombre del ESR:** A text input field.
- Teléfono:** A text input field with a label '(Número de teléfono)'.
- Email:** A text input field with a label '(E-mail)'.

At the bottom of the form, there are two buttons: 'Insertar' and 'Cancelar'.

Figura 3.2: Registro de equipo/ práctica.

En particular, para este trabajo se realizó el análisis del servicio de braquiterapia de alta tasa de dosis fraccionada. Una vez registrado el equipo, se listan 97 sucesos iniciadores (SI), clasificados por etapas que van desde la instalación del equipo hasta la ejecución del tratamiento.

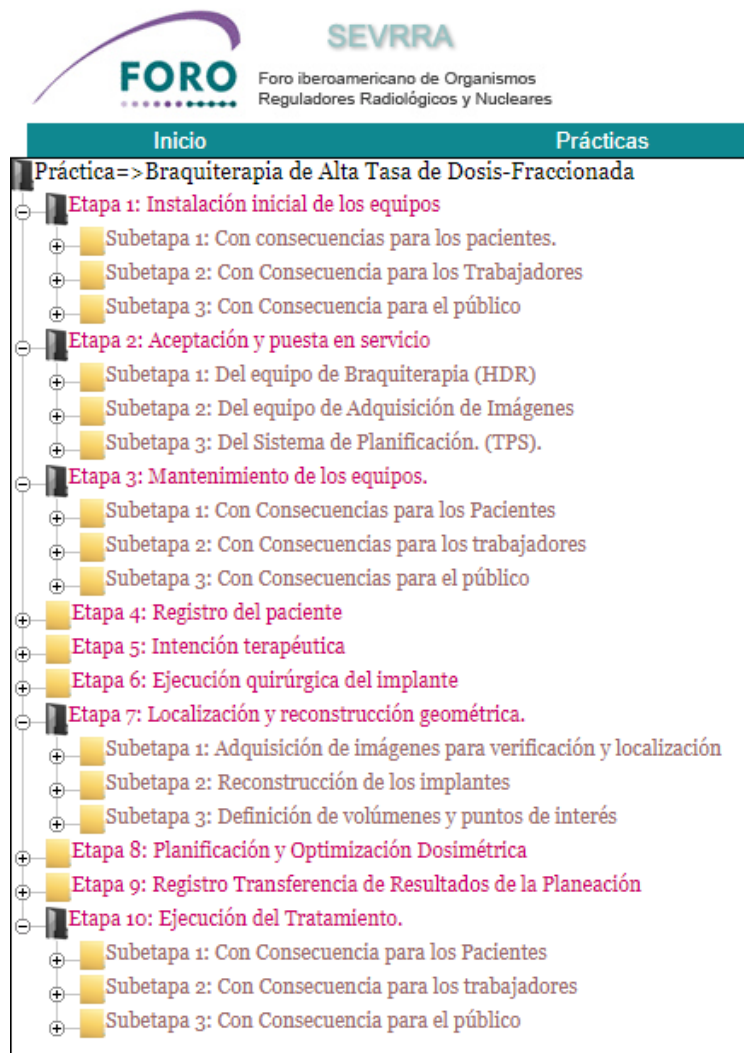


Figura 3.3: Clasificación por etapas de los SI.

Para cada uno de los SI predefinidos debe seleccionarse si aplica o no a la instalación, cuáles son los reductores de frecuencia, las barreras y reductores de consecuencia implementados en el servicio y, a partir de esto, calcular el riesgo.

Por ejemplo, si tomamos el suceso iniciador: “Error en el certificado del fabricante de la fuente”, existen los reductores de frecuencia:

- Adquisición de fuentes o equipo solo con proveedores legalmente autorizados.
- Capacitación del Físico Médico.

Las barreras:

- Calibración de la fuente durante la puesta en servicio y comparación del resultado con el valor de tasa de Kerma que consta en el certificado.

- Verificación de los resultados de la calibración, de manera independiente redundante, por otro Físico Médico y con otro sistema dosimétrico.
- y Reductores de consecuencia:
- Pruebas de control de calidad. Chequeo mensual de la Intensidad de la fuente (Tasa de Kerma).
 - Revisión médica del paciente en cada sesión de tratamiento.

Suceso Iniciador	
Código:	BHDF-PAC1.3
Nombre:	Error en el certificado del fabricante de la fuente. 
Descripción:	
Descripción de la consecuencia:	Si la diferencia es grande, puede dar lugar a dosis de tratamiento muy diferentes, afectando a muchos pacientes. Las consecuencias sólo pueden producirse si se llegan a aplicar los valores del certificado sin comprobarlo.
Referencias de ayuda:	

¿Aplica el suceso iniciador en tu práctica?

☒ Si
 ☐ No

Riesgo				
FB	PMB	CMA	=	RM

Reporte de comentarios y propuestas de modificación a:

Elementos del modelo base
Nuevos elementos

Seleccione las barreras y reductores que tenga su práctica:

Reductores de Frecuencia	Barreras	Reductores de Consecuencia
☒ Adquisición fuentes o equipo solo con proveedores legalmente autorizados   ☒ Capacitación del Físico Médico  	☒ Calibración de la fuente durante la puesta en servicio y comparación del resultado con el valor de tasa de Kerma que consta en el certificado.   ☒ Verificación de los resultados de la calibración, de manera independiente redundante, por otro Físico Médico y con otro sistema dosimétrico.  	☐ Pruebas de control de calidad. Chequeo mensual de la Intensidad de la fuente (Tasa de Kerma)   ☒ Revisión médica del paciente en cada sesión de tratamiento.  
+ Nuevo reductor de frecuencia + Reutilizar reductor de frecuencia	+ Nueva barrera + Reutilizar Barrera	+ Nuevo reductor de consecuencia + Reutilizar reductor de consecuencia

Calcular riesgo

Figura 3.4: Sección de cálculo de riesgo para un SI.

Para este ejemplo podemos ver que al combinarse una frecuencia baja (FB), con una probabilidad muy baja (PMB) y consecuencias muy altas (CMA), se alcanza un riesgo medio (RM). Si el riesgo fuese alto, el software permite incluir nuevos reductores o barreras personalizados y así poder mitigarlo.

Una vez completado el análisis sobre la totalidad de las SI, el sistema arroja un resumen en forma de tabla por etapas y algunos gráficos que comparan el resultado frente a una instalación de referencia.

Resumen de la Práctica (Sucesos Iniciadores)

Num.	Etapas	Riesgo Muy Alto (RMA)	Riesgo Alto (RA)	Riesgo Medio (RM)	Riesgo Bajo (RB)	No Aplica (NA)	Registrados	Total por Etapa	Completo
1	Instalación inicial de los equipos	0	0	11	1	0	12	12	✓
2	Aceptación y puesta en servicio	0	4	12	0	3	19	19	✓
3	Mantenimiento de los equipos.	0	0	6	0	0	6	6	✓
4	Registro del paciente	0	0	0	1	0	1	1	✓
5	Intención terapéutica	0	1	0	2	0	3	3	✓
6	Ejecución quirúrgica del implante	0	0	2	1	2	5	5	✓
7	Localización y reconstrucción geométrica.	0	0	2	0	5	7	7	✓
8	Planificación y Optimización Dosimétrica	0	2	4	0	0	6	6	✓
9	Registro Transferencia de Resultados de la Planeación	0	1	2	0	1	4	4	✓
10	Ejecución del Tratamiento.	0	3	17	13	1	34	34	✓
Total Usuario:		0	11	56	18	12	97	97	10
Total Referencia:		0	1	60	24	0	85	97	0

Figura 3.5: Resumen del resultado del análisis de riesgo frente a una instalación de referencia.

COMPARATIVO DEL RIESGO: Práctica Actual vs. Práctica de Referencia

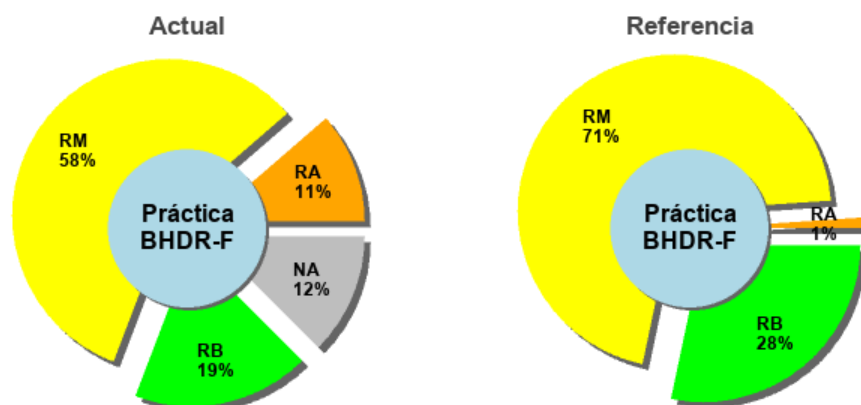


Figura 3.6: Comparación mediante gráficos de torta de los riesgos de la instalación actual (izquierda) frente a una instalación de referencia (derecha).

Por último, la plataforma permite descargar un informe que resalta cuáles son los SI que permanecen con riesgo alto, y cuáles son las barreras o reductores recomendadas para reducirlos. Además, dado que los reductores pueden aplicar a más de un SI, posibilita identificar cuáles son los más importantes para alcanzar el objetivo de lograr un riesgo aceptable, al ordenarlos por porcentaje de SI de riesgo alto en los que podrían participar.

Este informe permitió determinar que para mitigar los SI de riesgo alto deben implementarse al menos las siguientes barreras y reductores en el servicio:

- Revisión de la verificación sobre la tasa de Kerma de la fuente.
- Sistema de cálculo independiente con opción de generación automática de reportes.
- Procedimiento para la identificación de correspondencia entre canal y catéter.

La primera barrera, sobre la verificación de la tasa de Kerma de la fuente, había sido realizada por el físico responsable del servicio y validada por un físico de otra institución con su propio conjunto dosimétrico. Sin embargo, se propone repetir las mediciones con fines académicos, utilizando los dos modelos de electrómetro y cámara de ionización presentados en el capítulo anterior.

3.2. Medidas de mitigación de riesgos

3.2.1. Verificación de la tasa de Kerma con cámara de pozo

La verificación de la tasa de Kerma determinada en el certificado de la fuente se contrastó en primera instancia con el conjunto dosimétrico compuesto por la cámara de pozo Standard Imaging HDR 1000 y un electrómetro de la misma marca, modelo MAX 4000. Esta verificación está recomendada por el documento IAEA-TECDOC-1151 [17], debido a que se han reportado casos de fuentes cuyo error respecto del certificado del fabricante superaba el 10%.

En concordancia con las recomendaciones expuestas en el IAEA-TECDOC-1151, se implementó un protocolo de verificación que incorpora medidas de corrección ambiental (incluyendo presión, temperatura y humedad) y un riguroso control del posicionamiento mediante el uso de un tubo de transferencia estándar. Este procedimiento minimiza las incertidumbres asociadas a la geometría de la medición y asegura la reproducibilidad del ensayo.

La configuración consiste en colocar un tubo de transferencia estándar en el canal número 1 del MultiSource e introducirlo en el orificio de la cámara de ionización.



Figura 3.7: Cámara de pozo HDR 1000 con tubo de transferencia conectado al puerto 1 del MultiSource.

Posteriormente, desde el TPS se planifican múltiples paradas a pocos milímetros de distancia una de otra, lo que permite obtener un perfil detallado de la respuesta de la cámara. La zona de máxima sensibilidad, identificada mediante un gráfico (Figura 3.8), es el punto al cual se realizan las mediciones de calibración.

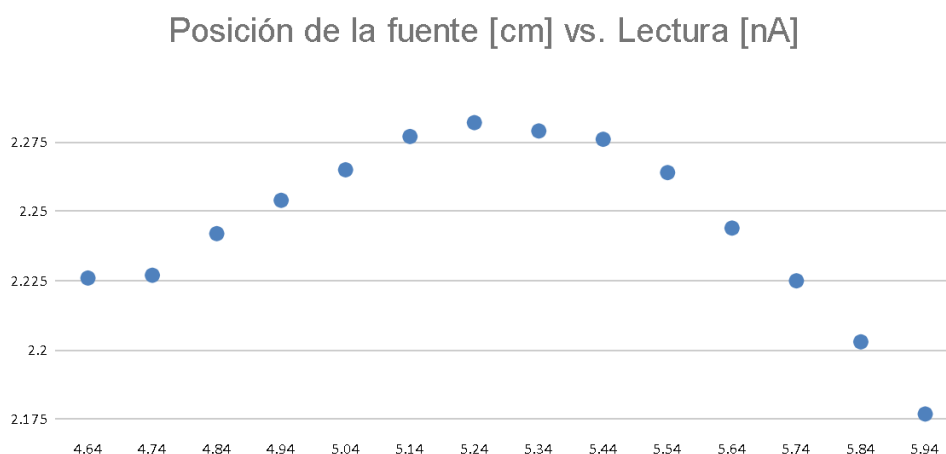


Figura 3.8: gráfico para la determinación del punto de máxima sensibilidad de la cámara de pozo.

Luego, se deben tomar varias mediciones en el punto de máxima sensibilidad y promediar los resultados. Además, debe corregirse por condiciones ambientales y aplicar los factores que se describen en la siguiente ecuación:

$$S_k = M_0 \cdot N_{S_k} \cdot p_{tp} \cdot p_{ion} \cdot p_E \quad (\text{ec. 3.1})$$

Donde:

S_k es la intensidad de kerma en aire de la fuente..

N_{S_k} es el factor de calibración de la cámara de pozo. [Gy*m²/h/A]

M_0 es la medición obtenida.

p_{tp} es la corrección por variables ambientales que modifican la densidad del aire.

$$p_{tp} = \frac{(273,15 + T) \cdot P_0}{(273,15 + T_0) \cdot P} \quad (\text{ec. 3.2})$$

p_{ion} son las pérdidas por recombinación.

$$p_{ion} = (4/3) - Q_{HV/2} / Q_{HV} \quad (\text{ec. 3.3})$$

p_E es el factor de corrección por escala del electrómetro.

Q_{HV} , $Q_{HV/2}$ es la carga medida por el electrómetro al aplicar a la cámara de ionización tensión plena y la mitad de la tensión respectivamente.

3.2.2. Verificación de la tasa de Kerma con fantoma sólido y cámara de ionización

El fantoma sólido utilizado fue el PTW tipo 9193 y para esto se siguió el procedimiento y recomendaciones que se describen en el manual. Las mediciones se realizaron con el otro conjunto dosimétrico, compuesto por la cámara de ionización del tipo Farmer, IBA FC65-G, y un electrómetro IBA Dose 2. Como el conjunto no pertenece al mismo fabricante que el fantoma, tuvo que fabricarse un adaptador mediante impresión 3D FDM, con un material que disponga de la una densidad similar a la del PMMA, como lo es el PLA, y cuyas dimensiones permitan que la fuente se encuentre en el mismo plano que el punto efectivo de la cámara de ionización.

3.2.2.1. Aclimatamiento

Los detectores propuestos en el manual del fantoma y los que se disponen en nuestra institución son abiertos al aire. Esto quiere decir que dependen de condiciones climáticas como la presión de aire, temperatura y humedad relativa. Por este motivo se aconseja aclimatar los detectores y el fantoma a utilizar en la habitación del equipo de carga diferida HDR por al menos 24 hs previas a la medición.

3.2.2.2. Determinación de tasa de kerma nominal en aire

Se debe utilizar el aplicador más relevante clínicamente y este es, en nuestro caso, el ginecológico. Esto se hace para incluir la atenuación que introduce a 90° del eje longitudinal del mismo dentro de la medición de la tasa de kerma. También deben colocarse los adaptadores ciegos en los huecos del fantoma donde no vayan a ubicarse detectores para lograr una geometría de dispersión constante.

El tiempo de medición depende de la actividad de la fuente y de la precisión deseada. Este tiempo debe ser lo suficientemente largo como para que los errores introducidos por el tránsito de la fuente pueda ser despreciado. Por ejemplo, para una fuente con una actividad de unos 370 GBq, el tiempo debería ser de unos 30 minutos.

Si es posible realizar mediciones durante este tiempo con la fuente extendida, se pueden despreciar los tiempos de tránsito de la fuente. Para ello, el electrómetro debe tener un reloj interno que se pueda ajustar al tiempo de medición requerido. Algunos dosímetros solo permiten intervalos de medición internos cortos, de hasta 1 min, por lo que las mediciones con la fuente extendida no son lo suficientemente precisas.

Si en su lugar se utiliza el reloj de irradiación de la unidad de carga diferida, se deben tener en cuenta el tiempo de movimiento y la dosis en este tiempo según el tipo de unidad y el tiempo de medición. Según la norma DIN 6809-2 [21], las mediciones de la tasa nominal de kerma en aire se deben realizar en 4 posiciones, cada una desplazada 90° perpendicularmente al eje longitudinal del aplicador para identificar una posible anisotropía del campo de radiación o posiciones de la fuente no centrales. A continuación, el usuario debe calcular el valor medio en las cuatro posiciones.

Las contribuciones de dosis durante la aproximación de la fuente radiactiva al fantoma y durante el retroceso de la fuente después del final de la medición se

originan casi exclusivamente en la proximidad inmediata de la posición final de la fuente debido a la ley del cuadrado inverso. El método para la medición de la dosis de tránsito depende de la unidad de carga diferida.

Las unidades de carga diferida modernas pueden distinguir entre los tiempos de movimiento de la fuente y el tiempo de irradiación real. El procedimiento descrito a continuación es la mejor manera de medir la dosis de aproximación. En la unidad de carga diferida, se establece un tiempo de irradiación de 1 minuto. Regulada por el reloj interno, la irradiación se realiza con el dosímetro sin límite de tiempo. La lectura del dosímetro contiene, además de la esencial "dosis de 1 minuto", también la dosis de aproximación a la fuente y la dosis de retroceso de la fuente.

A continuación, se realiza una medición de intervalo del dosímetro durante 1 minuto con la fuente extendida. La diferencia entre ambas lecturas es equivalente a la dosis de aproximación y de retroceso. Para las unidades modernas reguladas por PC y motor paso a paso y para un tiempo de medición de 1 minuto, es aproximadamente el 3 % de la señal útil. Sin corrección, sería necesario un tiempo de medición de 30 minutos para reducir el error sistemático al 0,1 %. Es preferible una corrección calculada basada en experimentos.

3.2.2.3. Determinación de la tasa nominal de kerma en aire a partir de la lectura del dosímetro

Factores de corrección

Si el tiempo de tránsito no es despreciable, entonces debe corregirse el tiempo medido (M_0) en minutos con el tiempo de movimiento de la fuente (m_a). El tiempo corregido resulta:

$$M = M_0 - m_a \quad (\text{ec. 3.4})$$

Ahora, para obtener el tiempo en horas, utilizamos:

$$k_t = 60/M \quad (\text{ec. 3.5})$$

Con la ayuda del valor obtenido del certificado de calibración del dispositivo de medición (KV_{prot}), se puede calcular el valor corregido a partir del valor medido (KV_{meas}) como:

$$k_{KV} = KV_{\text{prot}}/KV_{\text{meas}} \quad (\text{ec. 3.6})$$

Si hubiera una desviación entre la temperatura del recinto (t_{zp}) y la del certificado (t_{kv}), ambas en °C, puede hacerse la corrección aplicando:

$$k_T = (273,15 + t_{zp}) / (273,15 + t_{kv}) \quad (\text{ec. 3.7})$$

Con estos factores de corrección se puede calcular la lectura R_{zp} , corregida por el tiempo de medición, las condiciones climáticas y la dosis de movimiento.

$$R_{zp} = k_t \cdot k_{KV} \cdot k_T \cdot (M_0 - m_a) \quad (\text{ec. 3.8})$$

La corrección de la tasa de dosis desde la distancia de medición de 8 cm (distancia del centro del detector al centro de la fuente en el fantasma cilíndrico) hasta la distancia de referencia de 1 m para la tasa nominal de kerma en aire se calcula de acuerdo con la ley del cuadrado inverso.

$$k_r = (8/100)^2 = 0,0064 \quad (\text{ec. 3.9})$$

La última corrección tiene en cuenta la absorción y dispersión del material del fantoma cilíndrico en lugar del aire circundante. Este factor de corrección es:

$$k_{zp} = 1,187 - 0,012 \quad (\text{ec. 3.10})$$

Para calcular la tasa nominal de kerma en aire de la fuente radiactiva, la lectura de medición corregida (R_{zp}) debe convertirse en la tasa de kerma en aire ($(K_a)_a$) libre en el aire a una distancia de 1 m. Los factores de calibración, conversión y correcciones adicionales de la cámara que aún no se han mencionado dependen de la calibración del dosímetro. Las tres calibraciones más importantes son la exposición, la dosis absorbida en agua y el kerma en aire. Para estas calibraciones, las conversiones se explican explícitamente a continuación. El significado de los símbolos y abreviaturas se explica en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: símbolos y abreviaturas utilizadas para el cálculo de tasa de kerma en aire en el fantoma sólido.

Símbolo	Significado	valor numérico o (unidad)
$(\dot{K}_a)_a$	Tasa de kerma en aire a un metro de distancia	(mGy/h)

$\dot{D}_{w,zp}$	Tasa de dosis absorbida de referencia en agua en el maniquí cilíndrico a una distancia de 8 (cGy/min) cm de centro de la fuente	(cGy/h)
R_{zp}	Lectura en el fantoma corregida de acuerdo a la ecuación 3.8	(Dígitos/h)
k_r	Corrección por inversa del cuadrado según eq. 3.9	0.0064
k_{zp}	Factor de geometría para el fantoma cilíndrico según eq. 7	1,187
N_s	Factor de calibración para exposición a ^{60}Co de acuerdo al certificado del fabricante	(R/dígitos)
N_w	Factor de calibración para dosis absorbida en agua para ^{60}Co	(mGy/dígitos)
N_a	Factor de calibración para kerma en aire para ^{60}Co	(mGy/dígitos)
k_λ	Factor de corrección por calidad del haz distinta a ^{60}Co	$k_\lambda \approx 1$
$k_{a \rightarrow p}$	Factor de perturbación por la transición de aire a acrílico para CI con paredes de PMMA y grafito interno	≈ 1
$k_{w \rightarrow p}$	Factor de perturbación por la transición de agua a PMMA	≈ 1
W/e	Energía media absorbida para la creación de un par de iones en aire, dividido por la carga elemental.	33,97 (V)
g_a	Pérdidas relativas por frenamiento en aire para ^{192}Ir	0,001 ≈ 0
g_w	Pérdidas relativas por frenamiento en agua para ^{192}Ir	0,001 ≈ 0
$k_{R \rightarrow C}$	Conversion factor 1 R/(1 C/kg)	$2,58 \cdot 10^{-4}$
$(\mu_{en}/\rho)_w$	Coeficiente de absorción másico de energía para agua	
$(\mu_{en}/\rho)_a$	Coeficiente de absorción másico de energía para aire	
$t_{w,a}^{en}$	Relación de los valores medios del coeficiente de absorción másico de energía en la posición de medición del agua al aire para ^{192}Ir	1,111

3.2.2.4. Conversión de la lectura de medición para calibración de exposición

La tasa de kerma en aire libre a 1 m de distancia se puede calcular a partir de la lectura de medición R_{zp} que se ha corregido para el tiempo de medición, el dispositivo de control y la temperatura (en dígitos/h) de acuerdo con la ecuación 3.8 de un dosímetro que se ha calibrado en exposición de la siguiente manera:

$$(\check{K}_a)_a = (1-g_a)^{-1} \cdot W/e \cdot k_{R \rightarrow C} k_{a \rightarrow p} \cdot k_\lambda \cdot N_s \cdot k_{zp} \cdot k_r \cdot R_{zp} \quad (\text{ec. 3.11})$$

Luego de reemplazar por los valores de la tabla, la ecuación queda:

$$(\check{K}_a)_a = 0,0666 \cdot k_\lambda \cdot N_s \cdot R_{zp} \quad (\text{ec. 3.12})$$

3.2.2.5. Conversión de la lectura para calibración en agua

La tasa de kerma en el aire a 1 m de distancia libre en el aire se puede calcular a partir de la lectura de medición corregida R_{zp} (en dígitos/h) según la ecuación 3.8 de un dosímetro calibrado en dosis absorbida en agua mediante la corrección de la pérdida de radiación de frenado para electrones secundarios y mediante la conversión del medio agua al medio aire según:

$$(\check{K}_a)_a = (1-g_w)^{-1} \cdot (\mu_{en}/\rho)_a \cdot (\mu_{en}/\rho)_w \cdot k_{w \rightarrow p} \cdot k_\lambda \cdot N_w \cdot k_{zp} \cdot k_r \cdot R_{zp} \quad (\text{ec. 3.13})$$

Con los valores numéricos de la tabla 3.1, la tasa de kerma en el aire (en mGy/h) a 1 m de distancia de la fuente radiactiva viene dada por:

$$(\check{K}_a)_a = 0,0684 \cdot k_\lambda \cdot N_w \cdot R_{zp} \quad (\text{ec. 3.14})$$

3.2.2.6. Conversión de la lectura para calibración en aire

Naturalmente, esta conversión es la más sencilla, ya que sólo hay que calcular la corrección para el fantoma cilíndrico y la distancia. La tasa de kerma en aire en 1 m de distancia libre en el aire se obtiene mediante la ecuación 3.8 a partir de la lectura de medición R_{zp} (en dígitos/h) que se ha corregido para el tiempo de medición, el dispositivo de control y la temperatura para un dosímetro calibrado en kerma en aire según:

$$(\check{K}_a)_a = k_{a \rightarrow p} \cdot k_\lambda \cdot N_a \cdot k_{zp} \cdot k_r \cdot R_{zp} \quad (\text{ec. 3.15})$$

Si se reemplazan los valores numéricos de la tabla, resulta:

$$(\check{K}_a)_a = 0,00760 \cdot k_\lambda \cdot N_a \cdot R_{zp} \quad (\text{ec. 3.16})$$

3.2.2.7. Determinación de tasa de dosis para comparar con las sondas in vivo.

Con el mismo valor de medición que se ha utilizado para la estimación de la tasa nominal de kerma en aire, se puede determinar la tasa de dosis de referencia (la tasa de dosis absorbida en agua en la posición de medición) en el fantoma cilíndrico. Este valor se puede utilizar para la calibración diaria de los detectores in vivo (por ejemplo, el detector de vejiga y recto). Solo es necesario determinar la tasa de dosis de referencia como la tasa nominal de kerma en aire una vez experimentalmente; para un uso posterior se puede corregir en función de la desintegración radiactiva de la fuente de radiación. El fantoma cilíndrico se ha construido de tal manera que la tasa de dosis de referencia por cada 37 GBq de actividad es de aproximadamente 1 cGy/min.

Independientemente del tipo de calibración del dosímetro, es preferible calcular la tasa de dosis de referencia directamente a partir de la tasa de kerma nominal en aire medida y corregida según las ecuaciones 8 a 13. Como la energía absorbida es necesaria para la tasa de dosis de referencia, se debe tener en cuenta la pérdida de radiación de frenado de las partículas secundarias. Además, se debe convertir el kerma del medio aire a agua.

La distancia debe corregirse de 1 m a 8 cm y el kerma en aire debe dividirse por el factor del fantoma cilíndrico. Para el fantoma cilíndrico, la tasa de dosis absorbida en el agua (en mGy/h) a una distancia de 8 cm de la fuente radiactiva se da con los símbolos y unidades mencionados anteriormente como:

$$\dot{D}_{w,zp} = (1-g_w) \cdot (\mu_{en}/\rho)_w / (\mu_{en}/\rho)_a \cdot 1/k_{zp} \cdot 1/k_r \cdot (\check{K}_a)_a \quad (\text{ec. 3.17})$$

Con los valores numéricos de todos los factores de la Tabla 3.1 y la conversión adicional a cGy/min, la tasa de dosis de referencia se obtiene mediante

$$\dot{D}_{w,zp}(\text{cGy/min}; 8 \text{ cm}) = 0,2435 \cdot (\check{K}_a)_a(\text{mGy/h}; 1 \text{ m}) \quad (\text{ec. 3.18})$$

3.2.3. Sistema de cálculo independiente

El desarrollo de un sistema de cálculo independiente capaz de contrastar los resultados del TPS requirió el estudio y la implementación de las ecuaciones presentadas por primera vez en el documento *"Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43 - 1994"*, y todas las actualizaciones posteriores, justamente en las que se basa el funcionamiento del planificador [13-17].

Este documento introduce un formalismo de cálculo en el que se usan solamente cantidades derivadas directamente de las tasas de dosis en un medio equivalente al agua y en cercanía de la fuente, a la que se considera cilíndrica y simétrica.

Para este tipo de fuentes, la distribución de dosis es bidimensional y se puede describir en términos de un sistema de coordenadas polares cuyo origen se encuentra en el centro de la fuente y, como se muestra en la Figura 3.9, r es la distancia al punto de interés y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente.

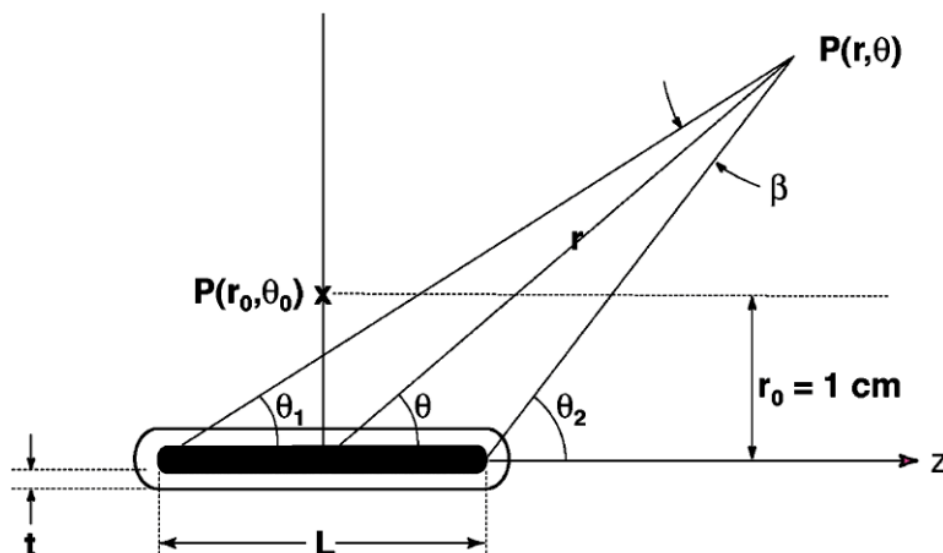


Figura 3.9: Geometría asumida en el formalismo de cálculo de dosis.

Entonces, la tasa de dosis en un punto determinado, $\dot{D}(r, \theta)$, puede escribirse como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \wedge \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta)$$

Donde:

S_k es la intensidad del kerma en el aire.

$\wedge$ es la constante de tasa de dosis en unidades de $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$

$G(r, \theta)$ es el factor de geometría.

$g(r)$ es función radial de dosis

$F(r, \theta)$ es la función de anisotropía.

Además, el punto de referencia (r_0, θ_0) está definido en el eje transversal de la fuente, a 1 cm de distancia, es decir $r_0 = 1 \text{ cm}$; $\theta_0 = \pi/2$.

3.2.3.1. Intensidad de kerma en aire

La intensidad de kerma en aire es una medida de la intensidad de la fuente de braquiterapia, la cual se especifica en términos de la tasa de kerma en aire en un punto sobre el eje transversal a la fuente en espacio libre. Se define como el producto de la tasa de kerma en aire a la distancia de calibración, d , y el cuadrado de la distancia.

$$S_k = K(d)d^2 \quad [S_k] = U = 1 \mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

La distancia de calibración debe ser lo suficientemente grande para que la fuente pueda ser tratada matemáticamente como un punto, normalmente 1 m.

3.2.3.2. Constante de tasa de dosis

La constante de tasa de dosis se define como la tasa de dosis en agua a una distancia de 1 cm en el eje transversal de una fuente de una intensidad de kerma en aire unitaria dentro de un fantoma de agua

$$\Lambda = \dot{D}(r_0, \theta_0) / S_k$$

Esta constante incluye los efectos de la geometría de la fuente, la distribución espacial de la radioactividad dentro de la fuente, el encapsulado y la dispersión en el agua que rodea la fuente.

3.2.3.3. Factor de geometría

El factor de geometría considera la variación relativa de dosis debido únicamente a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente e ignorando la absorción de fotones y dispersión en la estructura de la fuente. Cuando la distribución de radiactividad puede aproximarse a una fuente puntual (1D) o a una lineal (2D) de longitud activa L , entonces $G(r, \theta)$ para la aproximación de fuente puntual se expresa como:

$$G(r, \theta) = r^{-2}$$

O, en la aproximación de fuente lineal o 2D:

$$\left\{ \begin{array}{l} G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \text{ para } \theta \neq 0 \\ G(r, \theta) = (r^2 - L^2/4) \text{ para } \theta = 0 \end{array} \right.$$

Donde $\beta = \theta_2 - \theta_1$.

3.2.3.4. Función radial de dosis

La función radial de dosis considera los efectos de la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal a la fuente. se define como:

$$g(r) = \dot{D}(r, \theta_0) G(r, \theta_0) / \dot{D}(r_0, \theta_0) G(r_0, \theta_0)$$

3.2.3.5. Función de anisotropía

La función de anisotropía considera la anisotropía en la distribución de dosis alrededor de la fuente, incluyendo los efectos de absorción y dispersión en el medio.

$$F(r, \theta) = \dot{D}(r, \theta) G(r, \theta) / \dot{D}(r, \theta_0) G(r, \theta_0)$$

Esta función bidimensional da la variación angular de tasa de dosis alrededor de la fuente a cada distancia, debido a la auto-filtración, filtración oblicua de los fotones primarios a través del encapsulado y la dispersión de fotones en el medio.

Luego, en la actualización de 2004, “*Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations*” [14] se introducen las siguientes modificaciones:

En la definición de intensidad de kerma en aire se modificó a la tasa de kerma en aire, **en vacío**, debido a los **fotones de energía mayor a δ** , a la distancia d , multiplicado por el cuadrado de la distancia, d^2 .

$$S_k = K_\delta(d) d^2$$

La calificación “en vacío” se refiere a que las mediciones deben ser corregidas por la atenuación y dispersión de los fotones debido al aire y cualquier otro medio

interpuesto entre el detector y la fuente, como también por cualquier dispersión por objetos cercanos. El límite δ se selecciona para excluir los fotones de baja energía o fotones contaminantes de rayos x originado por los recubrimientos de acero o titanio.

Además, a la tasa de dosis indicada anteriormente se la reescribe de la siguiente manera:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \wedge \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta)$$

Donde solamente se adicionaron los sufijos “L” para indicar que se está utilizando la aproximación de fuente lineal.

Por último, se aclaran algunos errores del documento original y simplificaciones para la aproximación por fuente puntual sobre las que no se va a profundizar porque en este trabajo se va a utilizar únicamente el cálculo 2D.

Luego, en el año 2007, se publicó el documento “*Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report*” [15] en el que se actualiza la información referida a nuevas fuentes en el mercado y recomienda los mecanismos de interpolación y extrapolación cuando los valores de la función radial y de anisotropía se extraen de las tablas publicadas por los fabricantes de las fuentes.

Finalmente, en el año 2012, el grupo de trabajo de dosimetría de fuentes de braquiterapia de alta energía (HEBD por sus siglas en inglés) publicó un reporte unificado de la AAPM y ESTRO, llamado: “*Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO*” [16].

En este documento se presentan recomendaciones sobre los conjuntos de datos de las fuentes disponibles en el mercado y se las adaptó a los formalismos del AAPM TG-43. En particular, simplifica la presentación de los datos acerca de los tipos de extrapolación e interpolación a utilizar en cada caso y se los expuso en una tabla como la siguiente:

Tabla 3.2: tipos de interpolación y extrapolación recomendados por el HEBD.

Rango	$r < r_{\min}$	$r_{\min} < r < r_{\max}$	$r > r_{\max}$
Parámetro	Extrapolación	Interpolación	Extrapolación
$g_L(r)$	Vecino más cercano o extrapolación de orden cero	Lineal utilizando puntos inmediatamente adyacentes a los radios de interés	Lineal utilizando los últimos dos radios tabulados
$F(r, \theta)$	Vecino más cercano o extrapolación de orden cero	Método de interpolación bilineal	Vecino más cercano o extrapolación de orden cero

3.2.4. Desarrollo del software de cálculo independiente

Como lenguaje de programación para el desarrollo del software de cálculo se eligió Python por ser un lenguaje de alto nivel ampliamente difundido en el ámbito de la investigación, es del tipo interpretado (no requiere compilación previa) y hay abundante documentación disponible.

Entonces, el primer paso para desarrollar el software de cálculo fue obtener información de la fuente radiactiva acorde al consenso del HEBD. Esta se encuentra disponible públicamente en la base de datos del grupo de trabajo BRAPHYQS (BRachytherapy PHYSics Quality Assurance System), alojada en servidores de la Universidad de Valencia [18].

La fuente utilizada en el servicio es de ^{60}Co , de la marca BEBIG y modelo Co0.A86. Los datos referidos a esta fuente están alineados al consenso del HEBD y por lo tanto tienen el máximo nivel de confianza por haber sido validados con anterioridad.

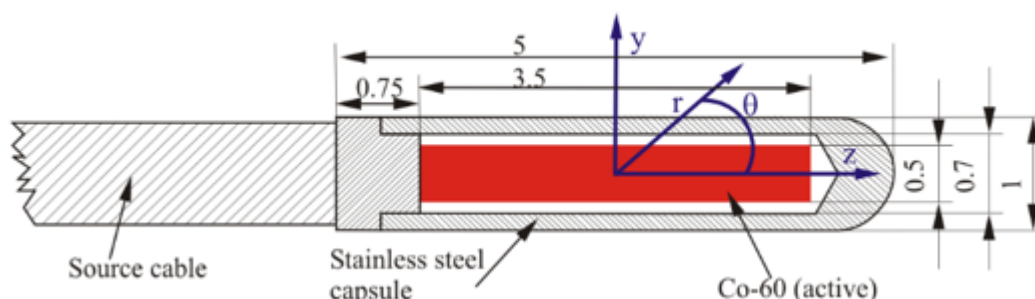


Figura 3.10: esquema de la fuente BEBIG Co0.A86. Acotado en milímetros.

De los datos requeridos para el cálculo de dosis en base al formalismo del TG-43:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \wedge \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta)$$

Se pudo obtener:

- La constante de tasa de dosis $\wedge = 1,092 \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$
- Longitud activa de la fuente, L
- La tabla con los valores de la función radial de dosis, $g_L(r)$
- La tabla con los valores de la función de anisotropía, $F(r, \theta)$

Mientras que $S_{k,0}$, si bien puede extraerse del certificado de calibración, debe ser medido en la instalación por los físicos responsables y, dentro de lo posible, validado por personal externo.

De esta manera, el valor de la intensidad del kerma en el aire puede determinarse conociendo el tiempo de vida media del ^{60}Co , que es de 5,271 años, y utilizando la ley de decaimiento

$$S_k = S_{k,0} e^{-\frac{\ln(2)t}{T_{1/2}}}$$

Por otro lado, el factor de geometría en el punto de referencia, $G_L(r_0, \theta_0)$, resulta una constante.

Por lo tanto, el software debe poder:

- Obtener las coordenadas de las paradas de la fuente para cada canal.
- Obtener los tiempos de cada parada
- Obtener los puntos de control fijados en el TPS
- Determinar el decaimiento de la fuente al momento del cálculo
- Determinar los valores de r y θ desde cada parada a los puntos de control
- Interpolar o extrapolar dentro de las tablas de $g_L(r)$ y $F(r, \theta)$
- Calcular $G_L(r, \theta)$
- Sumar el aporte de dosis de cada una de las paradas de la fuente a los puntos de control
- Tener una interfaz gráfica intuitiva y fácil de utilizar
- Generar un reporte contrastando la dosis calculada por el TPS

3.2.4.1. Obtención de coordenadas y tiempos de las paradas junto con dosis en puntos de control

Dado que cargar manualmente múltiples coordenadas y tiempos resulta en una tarea engorrosa y con una gran probabilidad de introducir errores involuntarios y que, además, el TPS provee la opción de exportar reportes, lo que se hizo fue programar una funciones que puedan leer estos reportes en formato CSV, interpretarlos y extraer la información útil. El código utilizado para tal fin se muestra en Código 3.1.

```

fx2cp.csv > data
1 Patient: -----, Study Type: Sequential, FX2,
5 Ctrl Point Group Name: Manchester A, Min. Dose: 2.93 [Gy] Average Dose: 3.07 [Gy] Max. Dose: 3.21 [Gy],
6 Idx, Name,X-Pos [mm], Y-Pos [mm], Z-Pos [mm], Dose [Gy], Dose % Rx,
7 1, A-Left,20.0, 0.0, -20.0, 3.21, 45.9,
8 2, A-Right,-20.0, 0.0, -20.0, 2.93, 41.8,
9
10 Ctrl Point Group Name: Manchester B, Min. Dose: 1.03 [Gy] Average Dose: 1.11 [Gy] Max. Dose: 1.19 [Gy],
11
fx2dwellp.csv
fx2dwellp.csv > data
1 Patient: -----, Study Type: Sequential, FX2,
2 , Dwell Position Report,
3 ,
4 Applicator, <1>: , LCT82-02L, ,
5 Dwell-Index, Position, X-Pos, Y-Pos, Z-Pos, Dwell-Time, Dwell-Time,
6 ; [mm], [mm], [mm], [mm], [sec], [min:sec],
7 1, 4.8, -17.3, -6.5, 7.6, 32.74, 00:32.74,
8 2, 9.8, -17.3, -1.6, 8.6, 32.74, 00:32.74,
9 3, 14.8, -17.3, 3.2, 9.6, 4.13, 00:04.13,
10 4, 19.8, -17.3, 8.1, 10.7, 5.36, 00:05.36, |
11 5, 24.8, -17.1, 12.7, 12.7, 32.74, 00:32.74,
12 7, 34.8, -17.2, 20.1, 19.3, 32.74, 00:32.74,
13 8, 39.8, -17.4, 22.5, 23.7, 32.74, 00:32.74,
14 ; ; ; Total Dwell Time for this Applicator [sec] [min:sec] ; ; 173.20; 02:53.20;

```

Figura 3.11: reportes extraídos del TPS en formato CSV. Abajo el reporte de paradas y tiempos en cada aplicador y arriba el de dosis en los puntos de control.

```

def parse_dwell_times(path,encode='utf-8'):
    is_right_report = False
    name = ""
    id = ""
    table = np.array([])
    with open(path, 'rb') as f:
        for line in f:
            str_line = str(line,encode)
            if str_line.startswith(' Patient:'):
                splitted = str_line.split(': ')
                name = splitted[1][:5]
                id = splitted[2][:12]

```

```

if str_line.startswith(', Dwell Position Report,'):
    is_right_report = True
if str_line.startswith('  Applicator,'):
    splitted = str_line.split('<')
    n_applicator = splitted[1][:splitted[1].find('>')]
if str_line[2].isdecimal():
    arr_as_str = (n_applicator + ',' + str_line)
    if table.size > 0:
        table = np.vstack((table,
                            np.asarray(arr_as_str.split(',')[:-2],
                                       dtype=float)))
    else:
        table = np.asarray(arr_as_str.split(',')[:-2],
                           dtype=float)
table_dt = np.stack((table[... ,0], #Applicator number
                    table[... ,3], #X pos
                    table[... ,4], #Y pos
                    table[... ,5], #Z pos
                    table[... ,-1]), #time in seconds
                    axis=-1)
return table_dt,name,id,is_right_report

```

Código 3.1: función para extraer datos de paciente, número de aplicador, posiciones de la fuente y tiempos de parada del reporte del TPS.

3.2.4.2. Determinación del decaimiento de la fuente al momento del cálculo

El decaimiento de la fuente se calcula con la ecuación de decaimiento exponencial que se presentó anteriormente, determinando previamente el tiempo transcurrido desde la última calibración hasta la fecha de la aplicación del tratamiento.

```

# Decay
time_since_calibration = (treatment_date - calibration_date).days
sk = sk0*exp(-time_since_calibration*log(2)/half_life)

```

Código 3.2: cálculo del decaimiento de la fuente.

3.2.4.3. Determinación de los valores de r y θ desde cada parada a los puntos de control

La parte más compleja del cálculo es la determinación de los valores de r y θ desde cada parada a los puntos de control ya que no resulta un cálculo trivial. Para aplicar

el modelo de fuente lineal se hace necesario determinar la orientación de la fuente respecto al punto de cálculo de la dosis para cada una de las posiciones de parada programadas en los aplicadores. O lo que es lo mismo, determinar el ángulo polar θ .

El eje de la fuente, en cada posición, resulta tangente a la dirección del recorrido que efectúa en los aplicadores, siendo el ángulo polar $\theta = 0^\circ$ hacia la posición distal ("tip") del aplicador. Esta dirección queda determinada mediante el vector $\vec{a}$ que une dos posiciones de parada consecutivas. El ángulo polar θ se obtiene entonces mediante el producto escalar de los vectores $\vec{a}$ y $\vec{r}$, siendo $\vec{r}$ el vector que une el centro de la fuente con el punto de cálculo. Los ángulos θ_1 y θ_2 a los extremos de la fuente se calculan de forma análoga. De esta manera, se tiene en cuenta la posible curvatura de los aplicadores.

$$\vec{a} \cdot \vec{r} = |\vec{a}| |\vec{r}| \cos(\theta) = (x_i - x_{i+1})x_p + (y_i - y_{i+1})y_p + (z_i - z_{i+1})z_p$$

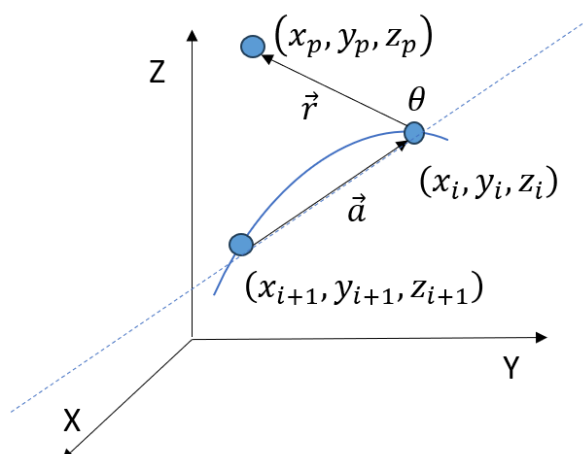


Figura 3.12: esquema de la representación espacial de la posición de la fuente mediante vectores.

Entonces, el código que se utilizó para obtenerse el vector $\vec{a}$ es el siguiente:

```
# for each dwell in the dwell positions vector
for index,x in enumerate(dwell_positions):
    # last dwell
    if index == npos-1:
        if dwell_applicator[index] == dwell_applicator[index-1]:
            a[index] = a[index-1]
        else:
            a[index] = np.array([1,0,0])
    # first dwell
```

```
elif index == 0:
    # same applicator
    if dwell_applicator[index] == dwell_applicator[index+1]:
        a[index] = dwell_positions[index] - dwell_positions[index+1]
    else:
        a[index] = np.array([1,0,0])
# intermediate dwell
else:
    if (dwell_applicator[index] == dwell_applicator[index+1]):
        a[index] = dwell_positions[index] - dwell_positions[index+1]
    elif (dwell_applicator[index] == dwell_applicator[index-1]):
        a[index] = a[index-1]
    else:
        a[index] = np.array([1,0,0])
```

Código 3.3: determinación del vector $\vec{a}$ para cada una de las paradas.

En el código anterior se analiza cada una de las paradas de la fuente que se obtuvieron desde el reporte del TPS y en base a eso se calculan los vectores $\vec{a}$ correspondientes, que se guardan en la lista $a[index]$. Existen distintas posibilidades que se describen a continuación:

- La parada actual y la siguiente corresponden al mismo aplicador: en este caso puede calcularse el vector $\vec{a}$ como la resta entre las coordenadas de estos puntos.
- La parada siguiente corresponde a un nuevo aplicador: en este caso se le asigna el mismo valor del vector $\vec{a}$ que se tuvo en la parada anterior.
- Existe una única parada en el aplicador: teniendo un único punto, no es posible trazar un vector y por lo tanto se le asigna arbitrariamente la dirección del eje X.

Entonces, conociendo la dirección de la fuente, representada por el vector $\vec{a}$, y recordando la figura 3.12 donde se representa gráficamente la posición relativa de la fuente a un punto P, con sus ángulos asociados, se puede describir el siguiente código que se utiliza para calcularlos.

```
# Vector modulus calculation
a_mod = np.sqrt(np.sum((a[index])**2))
r[index] = np.sqrt(np.sum((P-x)**2))
distance_to_tip = (a[index]/a_mod)*L/2
```

```

r1 = np.sqrt(np.sum((P-x-distance_to_tip)**2))
r2 = np.sqrt(np.sum((P-x+distance_to_tip)**2))

# dot product and angles calculation
dot_prod_0 = np.dot(P-x,a[index])
dot_prod_1 = np.dot(P-x-distance_to_tip,a[index])
dot_prod_2 = np.dot(P-x+distance_to_tip,a[index])
cos0 = dot_prod_0/(r[index]*a_mod)
cos1 = dot_prod_1/(r1*a_mod)
cos2 = dot_prod_2/(r2*a_mod)
theta[index] = np.arccos(cos0)
theta1 = np.arccos(cos1)
theta2 = np.arccos(cos2)

theta_deg[index] = theta[index]*(180.0/np.pi)
beta[index] = np.abs(theta2 - theta1)

```

Código 3.4: determinación del módulo de $\bar{a}$ y $\bar{r}$ y los ángulos θ y β en base a la definición de producto punto.

3.2.4.4. Interpolar o extrapolar dentro de las tablas de las funciones de anisotropía y radial de dosis

Con los valores del módulo de $\bar{r}$ y los ángulos θ y β se hace una interpolación o extrapolación, según corresponda, dentro de las tablas de $g_L(r)$ y $F(r, \theta)$, que fueron cargadas a partir de un archivo CSV, con el fin de obtener los valores de la función radial de dosis y la función de anisotropía de cada una de las paradas respecto al punto de control. Tanto las interpolaciones como las extrapolaciones se hacen respetando las recomendaciones de la HEBD.

```

# Load Radial dose function - gL(r) - table and interpolate
from numpy import genfromtxt
gl_table = genfromtxt('./SourceData/gl.csv', delimiter=',')

gl = np.zeros(npos)
for index,x in enumerate(r):
    gl[index] = _inter_vectld(gl_table[...],0,
gl_table[...],1,r[index], lower_extrapolation = "nearest",
upper_extrapolation = "linear")

```

```
# Load 2D anisotropy function - F(r,theta) - table and interpolate
F_table = genfromtxt('./SourceData/F.csv', delimiter=',')

Frt = np.zeros(npos)
for index,x in enumerate(Frt):
    Frt[index] = _inter2d_2(F_table,r[index],theta_deg[index],
lower_extrapolation = "nearest", upper_extrapolation = "nearest")
```

Código 3.5: determinación de los valores de la función radial de dosis y la de anisotropía de cada parada respecto al punto de control.

3.2.4.5. Cálculo del factor de geometría

En el formalismo TG-43 se presentan dos posibilidades de cálculo del factor de geometría en base al valor del ángulo θ . Se diferencia el caso en que θ es cero de todas las otras condiciones. De esta misma forma fue implementado en el código.

```
for index,x in enumerate(theta):
    if(x == 0):
        GL[index] = 1/(np.square(r[index])-(np.square(L)/4))
    else:
        GL[index] = beta[index]/(L*r[index]*np.sin(x))

GL0 = 0.34649133/(L*1*np.sin(np.pi/2))
```

Código 3.6: determinación de los valores del factor de geometría de cada parada respecto al punto de control y la constante GL_0 que representa $G_L(r_0, \theta_0)$.

3.2.4.6. Suma del aporte de dosis de cada una de las paradas de la fuente al punto de control

Finalmente, con todos los valores de las funciones y factores previamente calculados, solamente resta reemplazar en la ecuación para determinar la tasa de dosis que se tiene en el punto de control con la fuente en cada una de las paradas, realizar el producto por el tiempo que permanece la fuente en cada una de ellas y realizar la sumatoria. De esta forma se logra determinar la dosis total en el punto de control, dada por los aportes de dosis individuales de la fuente en cada una de las paradas.

```
for index,x in enumerate(gl):
    dose_rate = (sk*lamda*GL[index])*x*Frt[index]/(GL0)
    total_dose += dwell_time[index]*dose_rate/3600
```

```
# Return dose in Grays with 2 decimals  
return np.round(total_dose/100,2)
```

Código 3.7: cálculo total de dosis en el punto de control en base a la sumatoria del aporte de la dosis en cada parada.

El resultado se devuelve en unidades de Grays y con dos decimales.

3.2.4.7. Interfaz gráfica del usuario (GUI) y reporte de dosis

Para simplificar el uso del algoritmo de cálculo implementado y que cualquiera pueda utilizarlo, se desarrolló una interfaz gráfica simple en la que permite cargar los reportes generados por el TPS, seleccionar la fecha para el cálculo y luego, alternativamente, realizar un cálculo rápido o generar un reporte de dosis en PDF donde se compara el resultado del cálculo independiente con el del TPS para cada uno de los puntos de control y luego se calcula el error encontrado.

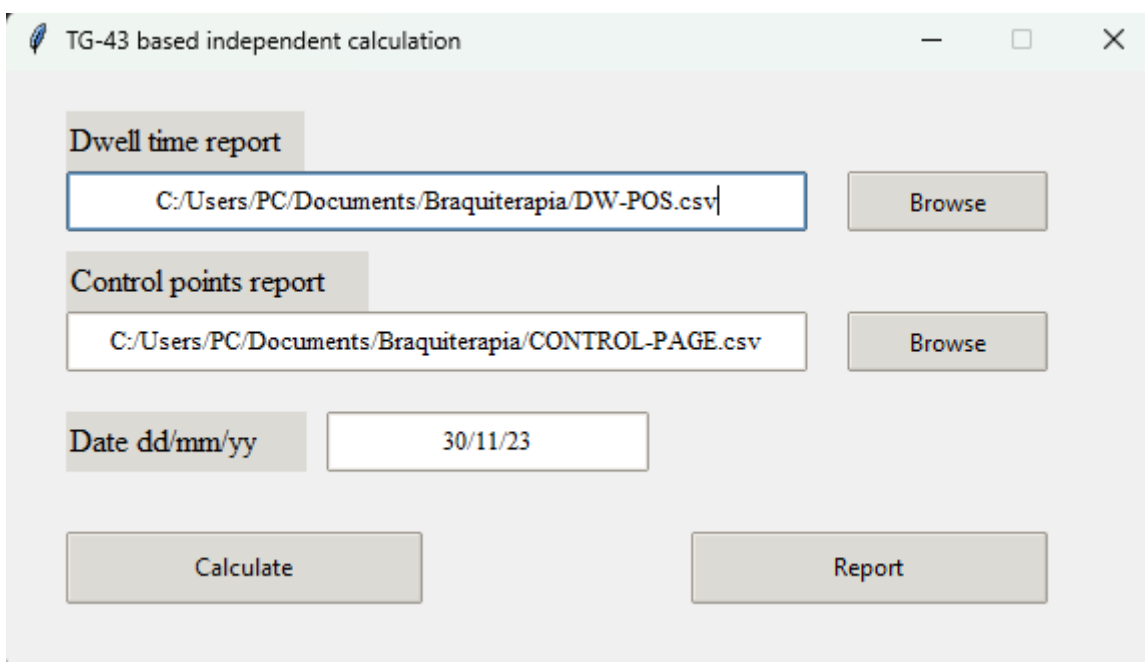


Figura 3.13: pantalla principal de la interfaz gráfica.

Los botones “Browse” a la derecha de los cuadros de texto permiten abrir ventanas de búsqueda propias del sistema operativo que facilitan la selección de la ruta hacia el archivo de reporte del TPS.

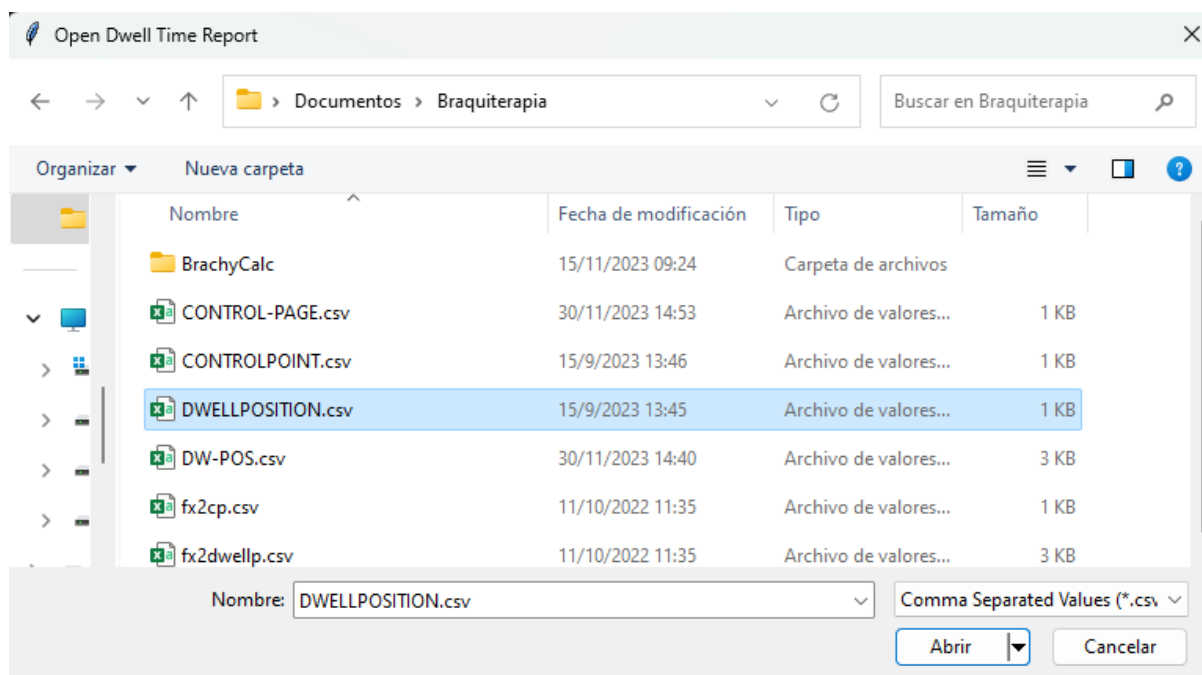


Figura 3.14: ventana para selección de reportes de paradas o puntos de control.

Una vez seleccionados ambos reportes y colocada la fecha, y si la información proporcionada es correcta, se puede presionar el botón inferior “*Calculate*” y presentará una ventana emergente como la siguiente, en la que se muestra una comparación de la dosis calculada en cada punto contra la del reporte del TPS.

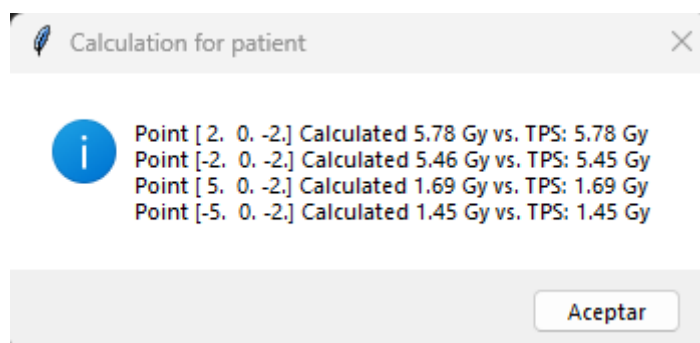


Figura 3.15: resultado del cálculo rápido de dosis en los puntos de control.

También es posible presionar el botón “*Report*” y en este caso se generará un informe en formato PDF con los datos que se muestran en la figura siguiente. Este informe se guarda automáticamente en la carpeta export, dentro del directorio raíz donde se encuentra instalado el software. El nombre de este informe tendrá el siguiente formato:

XXXXXXXX-DD-MM-AAAA.pdf

Donde X se refiere al número de identificación del paciente, normalmente el DNI, y D,M,A son día, mes y año respectivamente en que se generó el reporte.



CENTRO
DE MEDICINA
NUCLEAR
Y RADIOTERAPIA

"PTE. DR. NÉSTOR C. KIRCHNER"

Centro de Medicina Nuclear y Radioterapia

Pte. Dr. Néstor Kirchner

-04-07-2024

Resultado del cálculo independiente de dosis en los puntos de control

Punto N°	Coordenadas [cm]	Resultado del Cálculo [Gy]	Resultado del TPS [Gy]	Diferencia %	Observaciones
0	[2. 0. -2.]	5.78	5.78	0.0	
1	[-2. 0. -2.]	5.46	5.45	0.18	
2	[5. 0. -2.]	1.69	1.69	0.0	
3	[-5. 0. -2.]	1.45	1.45	0.0	

Figura 3.16: captura del reporte en PDF generado por el software.

Para mantener la privacidad del paciente, se eliminaron sus datos personales de todas las figuras de este trabajo.

El software desarrollado se encuentra disponible públicamente bajo el nombre de BrachyCalc en Github para que cualquier interesado pueda utilizarlo o colaborar en su mejora [19].

3.2.5. Procedimiento para la identificación de correspondencia entre canal y catéter

En el servicio de braquiterapia se dispone de aplicadores para realizar tratamientos intersticiales tanto de mama como de próstata. En estos tratamientos se suelen utilizar un gran número de canales del equipo de carga diferida para lograr una cobertura uniforme del volumen y, a diferencia de los tres canales codificados con colores que se utilizan para los aplicadores ginecológicos intracavitarios, los 17 canales restantes no están codificados.



Figura 3.17: Canales de salida del equipo de carga diferida HDR. Solamente los primeros presentan codificación por colores.

Por otro lado, existen distintos desafíos para conectar correctamente estos canales a las agujas según se utilice el aplicador de mama o de próstata.

3.2.5.1. Aplicador de braquiterapia intersticial de mama

El aplicador de braquiterapia consiste en un par de placas trapezoidales que se unen mediante un travesaño. El travesaño cumple la función de mantener las placas paralelas entre sí y a una distancia constante. A su vez, cada una de las placas posee 18 agujeros, 5 en la parte superior, 6 en la intermedia y 7 en la inferior.

Según la morfología y ubicación del volumen a irradiar, el médico radioterapeuta determinará el grado de compresión que aplicará sobre la mama, ajustando la distancia entre las placas, y en cuáles de los agujeros introducirá los catéteres o agujas.



Figura 3.18: piezas constitutivas del aplicador para braquiterapia intersticial de mama.

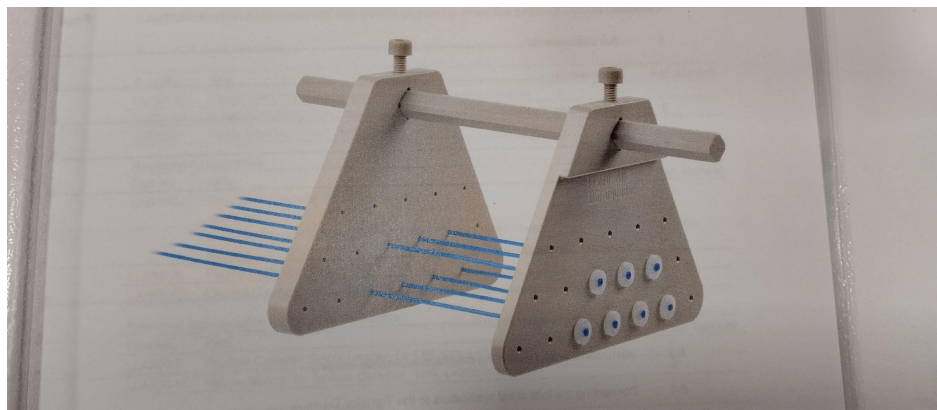


Figura 3.19: conjunto armado del aplicador para braquiterapia intersticial de mama.

La placa trapezoidal, como puede verse en la Figura 3.20, no posee ningún tipo de identificación en sus agujeros. Esto, sumado a que los tubos de transferencia que unen las agujas a los canales de salida del equipo de carga diferida son idénticos e intercambiables entre sí, puede generar confusión a la hora de realizar las conexiones.

Un error en la conexión provocaría que la planificación no coincida con la realidad y por lo tanto la dosis suministrada sea distinta a la prescripta.

Por último, la caja del aplicador incluye 2 juegos de placas trapezoidales de diferentes dimensiones que a simple vista son idénticas, salvo por su tamaño y podrían confundirse.



Figura 3.20: placa perforada del aplicador sin adecuada identificación.

3.2.5.2. Aplicador de braquiterapia intersticial de próstata

En el caso del aplicador de braquiterapia intersticial, se trata de un único prisma rectangular con una matriz de agujeros identificados por coordenadas. Donde las columnas tienen letras de la A, hasta la G y las filas del 7 al 1. Sin embargo, la nomenclatura corresponde a una matriz de 7 x 7 agujeros y en realidad existen 13 x 13 agujeros. Es decir que hay un agujero intermedio sin identificación entre 2 identificados, tanto en filas como en columnas.

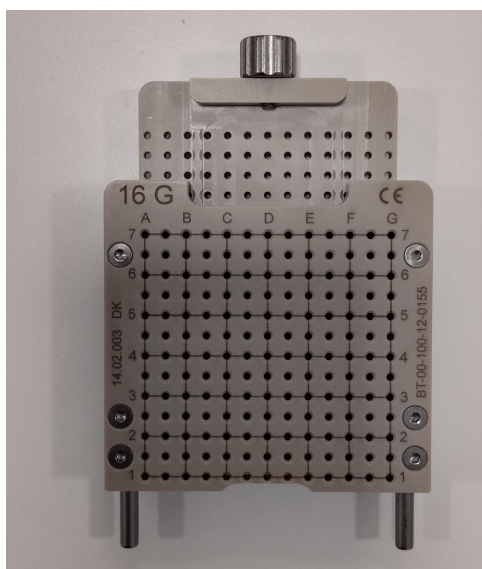


Figura 3.21: aplicador de braquiterapia intersticial de próstata con su matriz de agujeros nombrados con letras las columnas y con números las filas.

A esta dificultad se le suma que las agujas deben insertarse guiadas por ecografía hasta una profundidad determinada y, si bien las agujas tienen marcas cada una determinada distancia, no poseen escala como para tener la certeza de cuánto ingresó al tejido.



Figura 3.22: agujas para tratamientos intersticiales con marcas de guía cada 1 cm.

Estos factores dificultan la tarea de los médicos e instrumentistas y los puede hacer cometer errores que luego se traduzcan en una irradiación incorrecta.

3.2.5.3. Procedimientos para implantes intersticiales

Las dificultades mencionadas anteriormente se traducen en un gran riesgo que se identificó gracias al enfoque de SEVRRRA. Además, la plataforma recomendó incorporar procedimientos como barrera que reduzcan la posibilidad de ocurrencia de estos accidentes.

Por lo tanto, se desarrollaron una serie de procedimientos con sus registros asociados que permiten al personal documentar y luego verificar todas estas variables. Si lo desea, puede consultarlos en el Anexo A.



Nombre del paciente: Fecha:
Identificación: Edad: Fracción n°:

Indicar con una cruz el tamaño de aplicador: Pequeño ☐ Grande ☐

En base a las referencias de la Figura , indica en la tabla la correspondencia entre el agujero en que se introdujeron los catéteres y el canal del equipo de carga diferida. Tachar los canales no utilizados

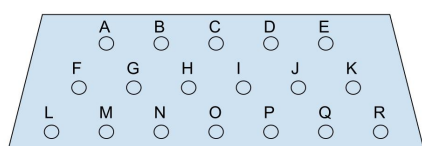


Figura 1: Identificación de los agujeros en la placa del aplicador, visto desde el lado de inserción de las agujas.

Tabla 1: correspondencia entre canal y agujero en el aplicador.

Canal	Agujero	Canal	Agujero	Canal	Agujero	Canal	Agujero
1		6		11		16	
2		7		12		17	
3		8		13		18	
4		9		14		19	
5		10		15		20	

Elaboró

Verificó



Nombre del paciente: Fecha:
Identificación: Edad: Fracción n°:

Indicar dentro de la celda correspondiente el número de canal al que se conectará en el equipo de carga diferida.

	A	B	C	D	E	F	G
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							

Indicar la profundidad de inserción de la aguja para cada canal:

Canal	Prof. [cm]	Canal	Prof. [cm]	Canal	Prof. [cm]	Canal	Prof. [cm]
1		6		11		16	
2		7		12		17	
3		8		13		18	
4		9		14		19	
5		10		15		20	

Elaboró

Verificó

Figura 3.23: registros para verificar correspondencia entre agujas y canales en braquiterapia intersticial. A la izquierda para mama y a la derecha para próstata.

4. Resultados

4.1. Determinación de tasa de kerma en aire con cámara de pozo

Siguiendo los pasos descritos previamente, se realizó la determinación de la tasa de kerma en aire con la cámara de pozo. Para esto se colocó un tubo de transferencia estándar en el canal número 1 del MultiSource y se introdujo en el orificio de la cámara de ionización.



Figura 4.1: Cámara de pozo HDR 1000 con tubo de transferencia conectado al puerto 1 del MultiSource.

Posteriormente, desde el TPS se planificaron múltiples paradas a pocos milímetros de distancia una de otra, lo que permite obtener un perfil detallado de la respuesta de la cámara. La zona de máxima sensibilidad, identificada mediante un gráfico (Figura 4.2), es el punto al cual se realizaron las mediciones de calibración. Es decir, a 5,24 cm del extremo del tubo de transferencia.

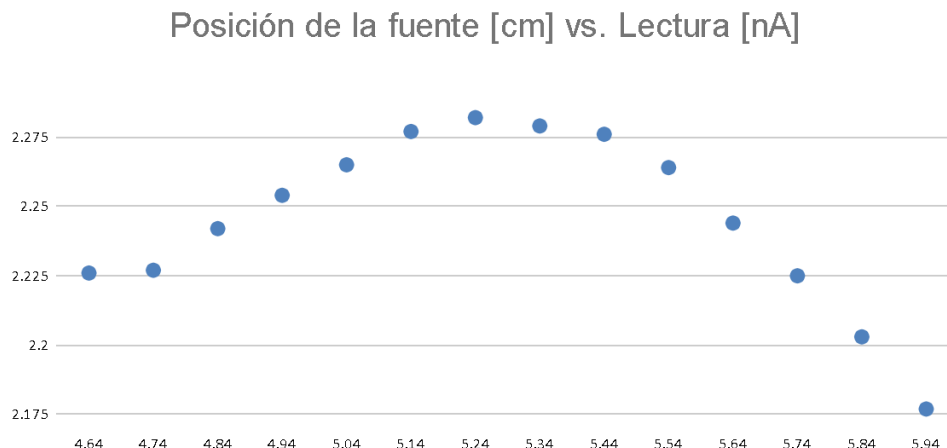


Figura 4.2: gráfico para la determinación del punto de máxima sensibilidad de la cámara de pozo.

Luego, se tomaron varias mediciones en el punto de máxima sensibilidad y se promediaron los resultados.

Tabla 4.1: lecturas obtenidas en el punto de máxima sensibilidad.

Número de lectura	Valor obtenido [nA]
M1	32,2810
M2	32,2830
M3	32,2820
M4	32,2840
M5	32,2810
Mprom = M ₀	32,2822

Además, registraron las condiciones ambientales y se aplicaron las correcciones detalladas ecuación 3.1:

$$S_k = M_0 N_{S_k} p_{tp} p_{ion} p_E$$

Donde:

El factor de calibración de la cámara de pozo, $N_{S_k} = 490000 \text{ Gy} \cdot \text{m}^2 / \text{h} / \text{A}$

La medición obtenida, $M_0 = 32,2822 \text{ nA}$

La corrección por variables ambientales, p_{tp} .

Tabla 4.2: lecturas de variables ambientales durante el ensayo.

	Presión [KPa]	Temperatura [°C]
Referencia	101,248	21,9
Actual	100,6	23,76

$$p_{tp} = \frac{(273,15 + T)P_0}{(273,15 + T_0)P} = \frac{(273,15 + 23,76) 101,248}{(273,15 + 21,9) 100,6} = 1,012785975$$

Las pérdidas por recombinación, p_{ion} , calculadas promediando la carga medida en intervalos de 60 segundos.

Tabla 4.3: lecturas obtenidas en el punto de máxima sensibilidad con tensión de polarización de 300 V y 150 V.

	$Q_{HV}@300V$	$Q_{HV/2}@150V$
L1	2779,50	2776,00
L2	2779,70	2776,20
L3	2779,50	2779,50
L4	2779,70	2776,20
L5	2779,50	2776,00
Lprom	2779,60	2776,10

$$p_{ion} = (4/3) - Q_{HV/2}/Q_{HV} = 1,000420431$$

El factor de corrección por escala del electrómetro, $p_E = 0,999$.

Finalmente, reemplazando todos estos factores en la ecuación original se obtuvo:

$$S_k = 0,0160 \text{ Gy. m}^2/\text{h}$$

Comparando el valor obtenido con el del certificado de la fuente de ^{60}Co , posterior a su cálculo de decaimiento hasta el día de la medición,

$$S_{k0'} = S_{k0} e^{-\frac{\ln(2)}{T_{1/2}}t} = 0,0164 \text{ Gy. m}^2/\text{h}$$

Se arribó a un resultado con un error de 2,55%, y este permanece dentro de la tolerancia del 3% recomendada por TEC-DOC 1151.

4.2. Determinación de tasa de kerma en aire con CI Farmer en fantoma sólido

La determinación de la tasa de kerma en aire con la CI Farmer en el fantoma sólido se realizó siguiendo las recomendaciones y ecuaciones del manual del fantoma que se presentaron en el capítulo anterior.

Se repitió la medición durante tres minutos en cada una de las 4 posiciones del fantoma y los resultados obtenidos fueron:

Tabla 4.4: lecturas obtenidas con la CI farmer en el fantoma sólido.

	Valor [nC]
L1 (P1)	-2,305
L2 (P2)	-2,312
L3 (P3)	-2,289
L4 (P4)	-2,251
Lprom	-2,28925

Estos valores son las cargas acumuladas durante 3 minutos, por lo tanto, al representarlo en horas el valor alcanzado es de -45,785 nC.

Tabla 4.5: lecturas de temperatura y presión al inicio y final del ensayo.

	Temperatura [°C]	Presión [hPa]
Inicial	23,55	100,6
Final	23,16	100,56
Promedio	23,355	100,58

A estas mediciones se las corrigió por existir condiciones ambientales distintas a las que están presentes en el certificado de calibración del conjunto dosimétrico, utilizando la ecuación 3.7.

$$k_T = (273,15 + t_{zp}) / (273,15 + t_{kv}) = 1,028$$

y, dado que se contabilizaron los tiempos con la fuente en posición, puede despreciarse el tiempo de tránsito, es decir, $m_a = 0$. Según la ecuación 3.8:

$$R_{zp} = k_t \cdot k_{kv} \cdot k_T \cdot (M_0 - m_a) = 47,335$$

Finalmente, utilizando la ecuación 3.14, para conversión de la lectura para calibración en agua:

$$(\dot{K}_a)_a = 0,0684 \cdot k_\lambda \cdot N_w \cdot R_{zp} = 0,0154 \text{ mGy} \cdot \text{m}^2/\text{h}$$

Se alcanza el valor: 0,0154 mGy.m²/h, lo que representa una diferencia del 3,66% respecto a la que se obtuvo previamente con la cámara de pozo. Si bien un error de esta magnitud no es despreciable, sirve para demostrar que el método es válido y, tal vez, podría mejorarse si en lugar de hacer uso de un inserto impreso en 3D, se usase una pieza del mismo material del fantoma y mecanizada de forma monolítica.

4.3. Comparativa Farmer contra sondas vesical y rectal en fantoma sólido

Las sondas vesical y rectal están conectadas a un electrómetro integrado en el sistema MultiSource, por lo que las mediciones solo pueden visualizarse mediante el software correspondiente. Sin embargo, el procedimiento de calibración de la fuente realizado con una cámara de ionización Farmer (CI Farmer) permite contrastar los datos obtenidos y validar los valores proporcionados por el sistema, asegurando así la precisión de los resultados.

La configuración consiste en el fantoma sólido tipo 9193, al que se le inserta el tubo de transferencia para la fuente en el agujero central y luego, en 3 de los agujeros exteriores, la sonda vesical, la rectal y la CI Farmer con sus respectivos insertos para asegurar que el punto de detección se encuentre sobre el mismo plano. En el caso de la sonda rectal, es el diodo número 3 el que permanece en el plano de la fuente.

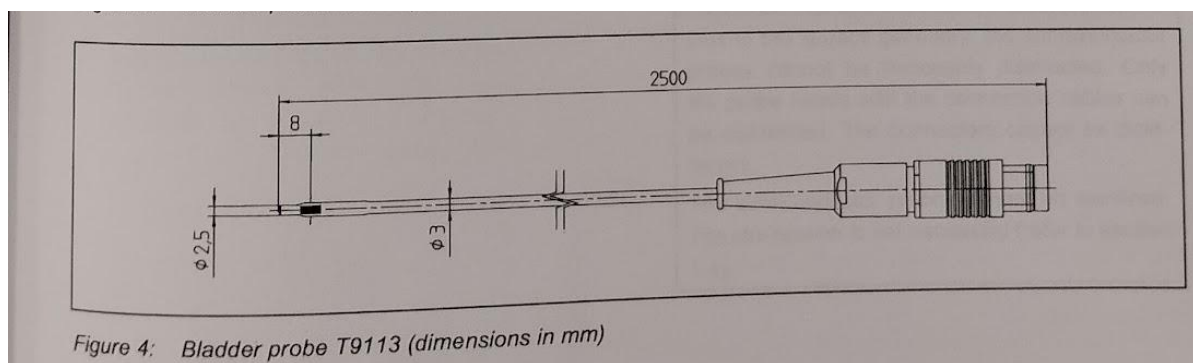


Figura 4.3: disposición de los elementos detectores (diodos) dentro de la sonda vesical.

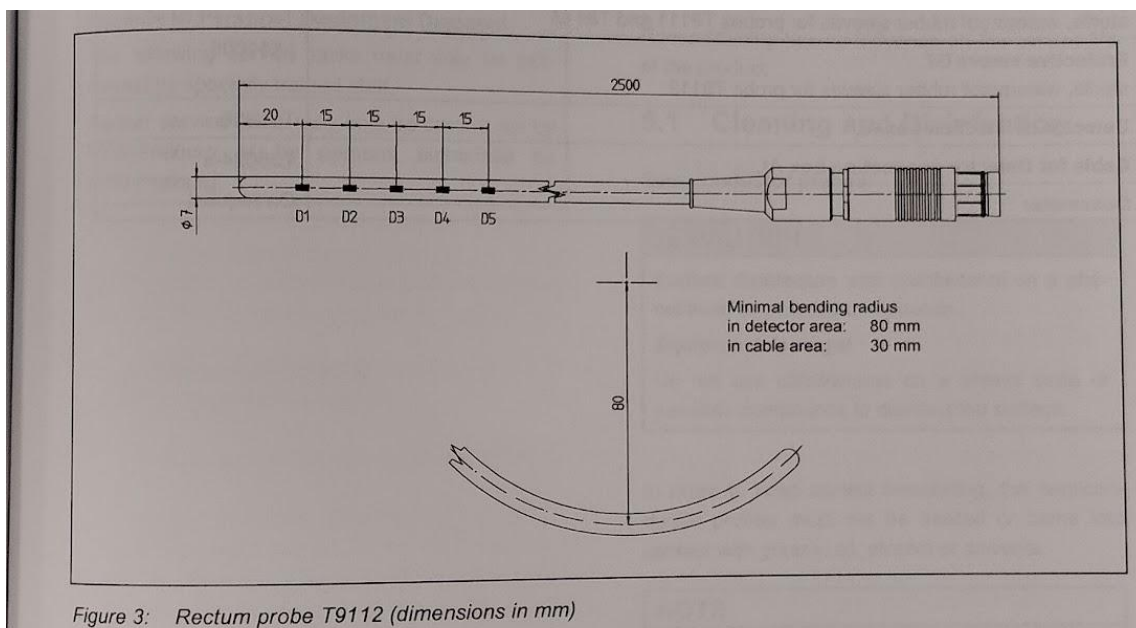


Figura 4.4: disposición de los elementos detectores (diodos) dentro de la sonda rectal.

A continuación, se muestran los resultados de dos tratamientos de prueba sobre el fantoma que se realizaron para contrastar los resultados, uno de 251 segundos y el otro de 1571 segundos. En esta ocasión no se contrastó la dosis en las sondas con los puntos de control del planificador debido a que la densidad del fantoma es superior a la del agua y por lo tanto iba a existir una gran discrepancia.

Tabla 4.6: lecturas de dosis con los distintos instrumentos en cada uno de los ensayos.

Elemento de medición	Dosis medida en ensayo 1 [cGy]	Dosis medida en ensayo 2 [cGy]
Sonda vesical	15	92,3
Sonda rectal (canal 3)	12,8 (D3) y 14,7 (D2)	75,3 (D3) y 90,4 (D2)
Cámara de ionización Farmer	14,78	92,22

Estos ensayos permitieron, por un lado, detectar que el diodo D3 de la sonda rectal se encuentra defectuoso debido a que reportó una dosis menor a la de los diodos aledaños que están situados a mayor distancia de la fuente y, por otro lado, mostrar que la diferencia entre la dosis medida por sonda vesical y la cámara de ionización fue de 1,45% en el primer ensayo y 0,04% en el segundo. Esta pequeña diferencia es indicativo de que la sonda vesical, dentro de su margen de tolerancia, mide correctamente y es apta para ser utilizada clínicamente para dosimetría in vivo.

4.4. Comparativa TPS contra cálculo independiente

Para validar el software de cálculo independiente se hizo una comparativa de los resultados de la dosis en los puntos de control que plasma el TPS en sus informes con la dosis calculada por el software en esos mismos puntos. Como la mayor parte de los tratamientos realizados en la institución son del tipo ginecológico, los puntos de control son los A y B definidos en el sistema Manchester. Del análisis de 49 informes de fracciones con distintos pacientes se desprende el resultado de la tabla 4.7.

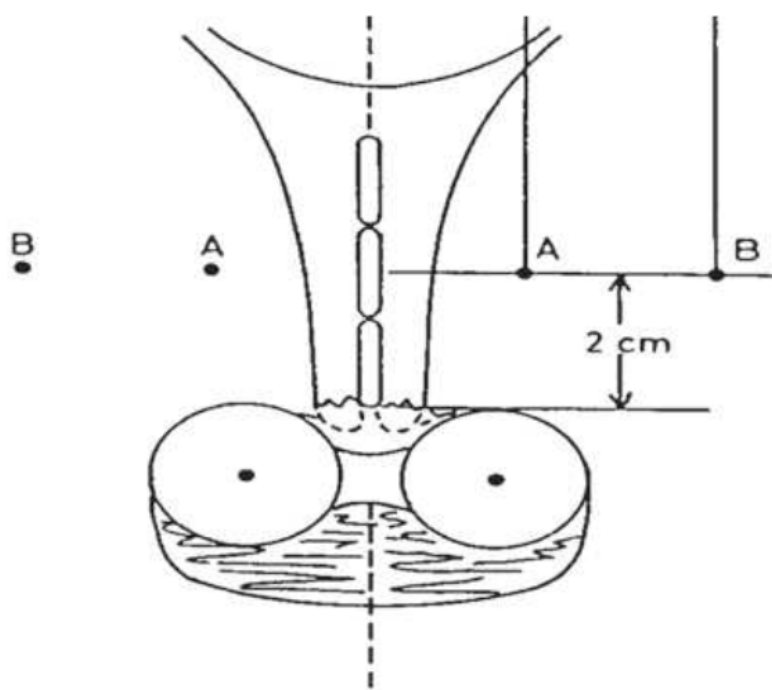


Figura 4.5: Puntos Manchester A y B, a 2 y 5 cm respectivamente del eje central.

Tabla 4.7: errores máximo, mínimo y promedio encontrado en los puntos A y B de Manchester, comparando informes de 49 fracciones.

	Error máximo	Error mínimo	Error promedio
A	0,36%	0,0%	0,06%
A'	0,38%	0,0%	0,08%
B	0,51%	0,0%	0,15%
B'	0,65%	0,0%	0,17%

En casi todos los casos el error fue debido a que al momento de desarrollar el software se truncó el resultado a 2 decimales porque era la forma de representación en que el SagiPlan exportaba los informes pero, luego de un cambio en la configuración del TPS, se eligió un formato extendido con 4 decimales y por lo tanto existe un error de redondeo en gran parte de las comparaciones.

Aún así, en ninguna de las comparaciones que se realizaron el error obtenido alcanzó al 1%.

4.5. Nuevo resultado de SEVRRA

Luego de implementar todas las barreras y reductores de riesgos recomendadas por SEVRRA, se realizó nuevamente el análisis del servicio y los resultados obtenidos en el informe son los que se muestran a continuación:

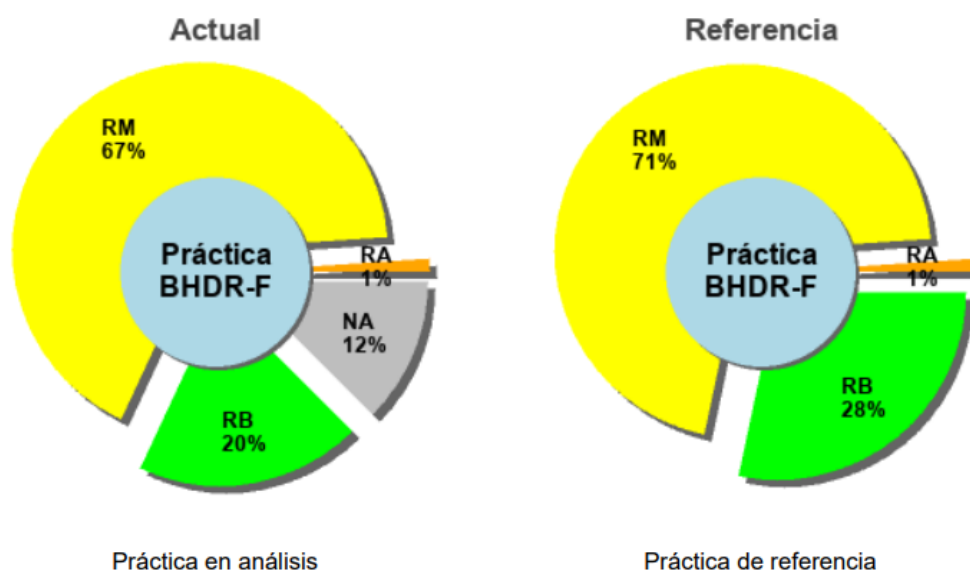


Figura 4.6: Comparación mediante gráficos de torta de los riesgos de la instalación actual (izquierda) frente a una instalación de referencia (derecha).

Si se comparan estos resultados con los previos, puede verse que los SI que representan un riesgo alto se redujeron del 11% a 1%. Esto permitió que la calificación obtenida por el servicio sea muy similar al que aportan como referencia. Además, el único SI con riesgo alto que aún permanece, corresponde a un error en la calibración de densidades del sistema de imágenes. Aún al tener implementadas todas las barreras sugeridas, el riesgo continúa siendo evaluado como alto.

Sin embargo, en el servicio de braquiterapia se utiliza un planificador que calcula la dosis a partir de las recomendaciones del TG-43 y, en estas, hacen una simplificación que considera a todo el tejido circundante como agua. Por lo tanto, un error en las densidades del sistema de imágenes no representa un riesgo alto para el paciente que acude al servicio de braquiterapia.

5. Conclusiones

Si bien un análisis retrospectivo de accidentes sucedidos en instalaciones similares puede ayudar a prevenir que estos vuelvan a ocurrir, un método sistemático como el análisis de riesgos sirve de complemento para detectar situaciones potenciales que podrían desencadenar una exposición indeseada y prevenirlo aún sin existir antecedentes previos.

En este caso, la herramienta SEVRRA permitió identificar los sucesos iniciadores críticos en el servicio de braquiterapia, facilitando la priorización de medidas de mitigación.

La verificación de la tasa de Kerma mediante la cámara de pozo y el uso complementario del sistema dosimétrico con CI tipo Farmer demostró resultados consistentes y validados, lo que respalda la precisión de los procedimientos de calibración implementados.

El desarrollo de un sistema de cálculo independiente basado en el formalismo AAPM TG-43 se reveló como una herramienta eficaz para contrastar y verificar los resultados proporcionados por el TPS, detectando posibles discrepancias y reforzando la seguridad del proceso.

La integración de un software desarrollado en Python permitió automatizar la extracción y procesamiento de datos provenientes de los reportes del TPS, lo que redundó en una mejora en la eficiencia y en la reducción de errores humanos durante el análisis.

La validación del sistema dosimétrico in vivo para futuros tratamientos resultó prometedora, pese a la presencia de un diodo defectuoso en la sonda rectal.

Finalmente, los registros implementados para verificar la correspondencia entre canales y catéteres en braquiterapia intersticial se crearon para ayudar a minimizar errores en la conexión y en la planificación del tratamiento. Sin embargo, es posible que estos se modifiquen a futuro para adaptarse a las necesidades del servicio a medida que estas técnicas se comiencen a utilizar.

Bibliografía

- [1] International Atomic Energy Agency. (2016). *Application of the matrix method to radiotherapy (IAEA-TECDOC-1685)*.
<https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TE1685Eweb.pdf>
- [2] International Atomic Energy Agency. (2006). *Fundamental Safety Principles (SF-1)*. https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1273_web.pdf
- [3] International Atomic Energy Agency. (2014). *Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad* (Colección de Seguridad N.º GSR Part 3).
<https://www.iaea.org/es/publications/10812/proteccion-radiologica-y-seguridad-de-las-fuentes-de-radiacion-normas-basicas-internacionales-de-seguridad>
- [4] International Atomic Energy Agency. (1998). *Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica*.
- [5] International Atomic Energy Agency (2001), *Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama*.
- [6] Sociedad española de Físicos Médicos (1991), The accident of the linear accelerator in the Hospital Clínico de Zaragoza.
- [7] ASH, D., BATES, T., *Report on the clinical effects of inadvertent radiation underdosage in 1045 patients*, Clinical Oncology 6 (1994) 214–225.
- [8] International Atomic Energy Agency (2004), Accidental overexposure of radiotherapy patients in Bialystok.
- [9] International Atomic Energy Agency (2000), Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy, Safety Reports Series No. 17.
- [10] Plataforma web de la herramienta SEVRRA.
<https://sevr.ra.foroiberam.org/es/login.php>
- [11] Eckert & Ziegler BEBIG. *MultiSource: Sistema de braquiterapia de alta tasa de dosis*.
<http://seedos.co.uk/SeeDOS%20Ltd%20-%20New%20MultiSource%20Brochure.pdf>

- [12] Eckert & Ziegler BEBIG. *SagiPlan: Sistema de planificación de tratamientos de braquiterapia HDR*. <https://www.bebigmedical.com/product/33.html>
- [13] American Association of Physicists in Medicine. (1995). *Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43*. <https://doi.org/10.1118/1.597458>
- [14] American Association of Physicists in Medicine. (2004). *Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations*. *Medical Physics*, 31(3), 633-674. <https://doi.org/10.1118/1.1646040>
- [15] American Association of Physicists in Medicine. (2007). *Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report*. *Medical Physics*, 34(6), 2187. <https://doi.org/10.1118/1.2736790>
- [16] American Association of Physicists in Medicine. (2012). *Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO*. *Medical Physics*, 39(5), 2904-2929. <https://doi.org/10.1118/1.3703892>
- [17] International Atomic Energy Agency. (2000). *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad (IAEA-TECDOC-1151)*. Recuperado de https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1151_prn.pdf
- [18] Suárez, J. F., & González, P. R. (2007). *Parámetros dosimétricos de fuentes de braquiterapia*. <https://braphyqsvlc.blogs.uv.es/>
- [19] L. Dordolo. *Software de cálculo independiente basado en TG-43 para su utilización en braquiterapia*. <https://github.com/lucasd92/BrachyCalc>
- [20] Brosed Serreta, A. (Ed.), & Pérez-Calatayud, J. (Ed.). (2014). *Fundamentos de Física Médica. Volumen 5: Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad*. Sociedad Española de Física Médica.
- [21] DIN 6809-2: Clinical dosimetry; Brachytherapy with sealed gamma sources. <https://www.dinmedia.de/en/standard/din-6803-2/328974237>

Anexo A: registros de procedimientos intersticiales



Nombre del paciente:..... Fecha:.....
Identificación:..... Edad:..... Fracción n°:.....

Indicar con una cruz el tamaño de aplicador: Pequeño ☐ Grande ☐

En base a las referencias de la Figura , indica en la tabla la correspondencia entre el agujero en que se introdujeron los catéteres y el canal del equipo de carga diferida. Tachar los canales no utilizados

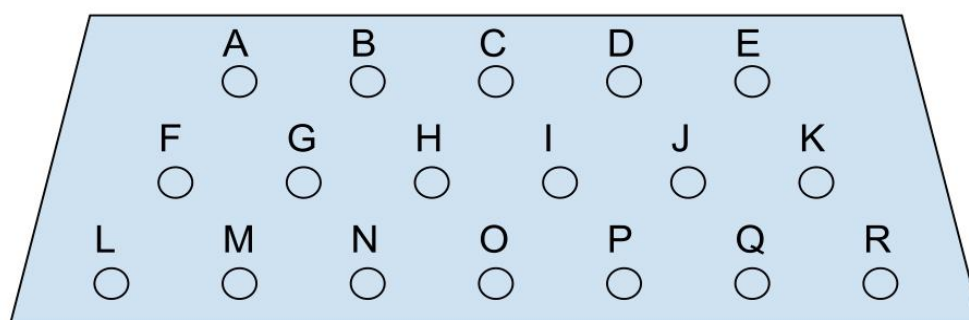


Figura 1: Identificación de los agujeros en la placa del aplicador, visto desde el lado de inserción de las agujas.

Tabla 1: correspondencia entre canal y agujero en el aplicador.

Canal	Agujero	Canal	Agujero	Canal	Agujero	Canal	Agujero
1		6		11		16	
2		7		12		17	
3		8		13		18	
4		9		14		19	
5		10		15		20	

Figura A1: registro para documentación y verificación en tratamientos de braquiterapia intersticial de mama.

Nombre del paciente:..... Fecha:.....
Identificación:..... Edad:..... Fracción n°:.....

Indicar dentro de la celda correspondiente el número de canal al que se conectará en el equipo de carga diferida.

	A	B	C	D	E	F	G
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							

Indicar la profundidad de inserción de la aguja para cada canal:

Canal	Prof. [cm]	Canal	Prof. [cm]	Canal	Prof. [cm]	Canal	Prof. [cm]
1		6		11		16	
2		7		12		17	
3		8		13		18	
4		9		14		19	
5		10		15		20	

.....
Elaboró

.....
Verificó

Figura A2: registro para documentación y verificación en tratamientos de braquiterapia intersticial de próstata.