



UNIVERSIDAD  
NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
NICARAGUA,  
MANAGUA  
UNAN-MANAGUA

**Facultad de Ciencias e Ingenierías**

**Departamento de Física**

**“Año de la Reconciliación”**

**Trabajo Monográfico para Optar el Título de Licenciatura en Física con  
Mención en Física Médica.**

**Puesta en Servicio Clínico del Sistema de Planificación de Tratamiento con algoritmo  
de cálculo del TG-43 en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis, en el Centro Nacional de  
Radioterapia “Nora Astorga” en el periodo Abril - Junio del año 2018.**

**Autora: Br. Gelen Maribel Soto Salazar.**

**Tutor: MSc. Roger Efraín Portillo Morales.**

**Asesor Técnico: MSc. Francisco Javier Hernández Florez.**

**Asesora Metodológica: Dra. Pilar Angelina Marín Ruiz.**

**Managua, Septiembre del 2019.**

## **DEDICATORIA**

El cumplimiento de un sueño permite empezar la búsqueda de los nuevos; el apoyo incondicional de nuestros seres amados estimula el nuevo camino, para poder cumplirlos y ser cada día mejor.

Esta tesis monográfica, se la dedico primeramente a Dios, mi amigo fiel por permitirme culminar mis estudios y ayudarme en todo momento.

Con mucho cariño a mis padres y a mi abuela por su apoyo incondicional, por todo y cada uno de sus consejos y a todos quienes aportaron positivamente a lo largo de mi formación académica dotándome de su apoyo e incentivación ya que son los testigos del trabajo perseverante para lograr un nuevo éxito en mi vida profesional.

**“Dios no manda cosas imposibles, sino que, al mandar, te enseña a que hagas cuanto puedes, y a que pidas lo que no puedes”**

**SAN AGUSTIN**

## **AGRADECIMIENTO**

La gratitud es la memoria del corazón y el sentimiento noble del alma generosa que engrandece el espíritu de quienes lo comparten, el agradecimiento profundo e infinitas gracias a Dios de todo lo existente, por el amor incondicional que nos concede en cada segundo de nuestra vida.

Gracias a mi familia, a mis padres Yamileth de los Ángeles Salazar Castillo y Juan Ramón Soto Quiroz, quienes a lo largo de toda mi vida me han apoyado incondicionalmente y motivándome en mi formación académica y por haberme enseñado e inculcado tantos valores y principios a crecer en honradez y humildad, por creer en mí en todo momento y al no dudar de mis habilidades.

A mi abuela María Concepción Castillo Conde, por estar siempre a mi lado y brindarme su sostén, por darme esa chispa de motivación para no retroceder sino siempre avanzar y permanecer firme en este largo caminar.

A mi tutor el MSc. Roger Efraín Portillo Morales y a mis asesores el MSc. Francisco Javier Hernández Florez y la Dra. Pilar Angelina Marín Ruiz, por aceptar guiarme en este trabajo monográfico y por compartir sus conocimientos y habilidades en el campo de la Física Médica y al tomar un espacio de sus tiempos para ofrecerme su ayuda.

También agradezco el apoyo de las autoridades del Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga” al permitirme realizar esta investigación y el hacer uso de sus recursos ya que con ellos fue posible el desarrollo del mismo, de igual forma gracias a todo el personal especialmente el área de Física por el apoyo en el proceso.

## Índice de Abreviaturas

**AAPM:** Asociación Americana de Físicos Médicos.

**$^{60}\text{C}$ :** Cobalto 60.

**CTV:** Volumen Tumoral Clínico.

**CCC:** (Collapsed Cone Convolution, por sus siglas en inglés), Convolución de Cono Colapsado.

**$\dot{D}(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta}_0)$ :** Tasa de dosis en un punto  $(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta})$ .

**CPE:** Charged Particle Equilibrium (Equilibrio de Partículas Cargadas).

**$F(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta})$ :** Función de Anisotropía.

**$G(\mathbf{r}, \boldsymbol{\theta})$ :** Función Geométrica.

**$g_x(\mathbf{r})$ :** Función Radial de Dosis.

**HDR:** Alta Tasa de Dosis.

**IAEA:** (International Atomic Energy, por sus siglas en inglés), Agencia Internacional de Energía Atómica.

**ICRU:** (International Commission on Radiation Units & Measurements, por sus siglas en inglés), Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación.

**ICWG:** Grupo de Trabajo de Colaboración Intersticial.

**$^{192}\text{Ir}$ :** Iridio 192.

**LBTE:** Linear Boltzmann Transfer Equation (Ecuación de Transferencia Lineal de Boltzmann).

**Matlab:** (MATrix Laboratorio, por sus siglas en inglés), Laboratorio de Matrices.

**MBDCA:** Modelo Basado en Algoritmos de cálculo de Dosis de Braquiterapia.

**MC:** Monte Carlos.

**<sup>106</sup>Ru:** Rutenio 106.

**S<sub>k</sub>:** Rendimiento de Kerma en Aire de la Fuente.

**TC:** Tomografía Computarizada.

**TPS:** Sistema de Planificación de Tratamiento.

**TOEs:** Trabajador Ocupacionalmente Expuesto.

**TG-43 U1:** El Protocolo Actualizado.

**Λ:** Constante de Tasa de Dosis en Agua.

# ÍNDICE

1. RESUMEN.....	8
2. INTRODUCCIÓN.....	9
3. PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA.....	10
4. JUSTIFICACIÓN .....	11
5. OBJETIVOS .....	12
a. Objetivo General .....	12
b. Objetivo Específicos .....	12
6. MARCO REFERENCIAL .....	13
6.1. Antecedentes .....	13
6.2. Sistema de Planificación de Tratamiento .....	16
6.3. El Formalismo de Cálculo del Protocolo TG-43.....	17
6.4. Rendimiento de Kerma en Aire de la Fuente ( $S_k$ ) .....	19
6.5. Constante de Tasa de Dosis en Agua ( $\Lambda$ ).....	20
6.6. Función Geométrico [ $G(r, \theta)$ ].....	21
6.7. Función Radial de la Dosis [ $g(r)$ ] .....	22
6.8. Función de Anisotropía $F(r, \theta)$ .....	23
6.9. Modelo basado en algoritmos de cálculo de dosis de Braquiterapia (MBDCA).....	24
6.9.1. Método de Convolución de Cono Colapsado (Collapsed Cone Convolution CCC) .....	24
6.9.2. Método Grid-Based Boltzmann Solver (GBBS) .....	24
6.9.3. Simulaciones de Monte Carlo (MC) .....	25
6.10. Limitaciones del TG-43.....	25
6.10.1. La Dosimetría del Maniquí.....	26
6.10.2. Inhomogeneidades.....	26
6.10.3. Tamaño del Maniquí.....	26
6.11. Diferentes Modelos de Fuentes.....	26
6.12. Descripción del Modelo Co0.A86 (E&Z BEBIG) .....	29
6.13. Comparación de Fuentes de $^{60}\text{Co}$ y $^{192}\text{Ir}$ en Braquiterapia HDR.....	30
6.14. Caja de Reconstrucción .....	32
6.15. Sistema operativo de la Hoja Excel para el Planificador SAGIPLAN 2,0 BEBIG .....	36
7. HIPÓTESIS .....	38
8. DISEÑO METODOLÓGICO .....	39

8.1.	Tipo de Estudio.....	39
8.2.	Universo de Estudio .....	39
9.	ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	40
9.1.	Función Dosis Radial .....	41
9.2.	Función Anisotrópica.....	44
9.3.	Función Geométrica.....	46
9.4.	Dosis para el Comisionamiento del 27/03/18.....	47
9.5.	Dosis para los puntos calculados en t (s) para la verificación del 03/07/19.....	52
9.6.	Dosis para los puntos calculados en t (s) para la verificación del 11/07/19.....	55
9.7.	Cálculos de incertidumbres asociados a los valores de la dosis con respecto a la Función Radial, Función Anisotrópica, Función Geométrica determinados experimentalmente para el calculo de la dosis en los puntos de prescripciones.....	58
9.8.	Implementación de la caja de Reconstrucción.....	60
9.9.	Dosis calculadas por el planificador y hoja Excel .....	61
10.	DISCUSIÓN.....	62
10.1.	Protocolo de la entrega de la Dosis a los Puntos de Prescripción.....	63
11.	CONCLUSIONES.....	68
12.	RECOMENDACIONES.....	69
13.	REFERENCIA .....	70
14.	ANEXO .....	72
14.1.	Anexo 1. Función Anisotrópica $F(r,0)$ por la fuente de BEBIG $^{60}\text{Co}$ (modelo Co.0A86).....	72
14.2.	Anexo 2. Método para la evaluación de incertidumbres.....	73
14.3.	Demostración de la Función Geométrica .....	76
14.4.	Anexo 3. Índice de Ecuaciones .....	78
14.5.	Anexo 4. Índice de Tablas.....	80
14.6.	Anexo 5. Índice de Ilustraciones. ....	83
14.7.	Anexo 6. Reporte del TPS en el Comisionamiento elaborado el 27/03/2018.....	84
14.8.	Anexo 7. Reporte del TPS en la Verificación del día 03/07/2019.....	89
14.9.	Anexo 8. Vista ortogonal del Plano XY, Y en la verificación del día 03/07/19.....	94
14.10.	Anexo 9. Vista ortogonal del Plano YZ, Z en la verificación del día 11/07/19.....	94
14.11.	Anexo 10. Vista AP de la Caja de Reconstrucción implementada en la Paciente. 95	
14.12.	Anexo 11. Vista LAT de la Caja de Reconstrucción implementada en la Paciente.	

<b>14.13.</b>	<b>Certificado de la Fuente Radiactiva .....</b>	<b>97</b>
<b>14.14.</b>	<b>Certificado Cámara de Pozo .....</b>	<b>99</b>



## 1. RESUMEN

El Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS), es parte fundamental en todo proceso de planificación de tratamientos, tanto en Teleterapia como en Braquiterapia de alta tasa de dosis, siendo así que se garantiza el cálculo correcto de la dosis en los puntos que se establezcan de interés.

Diversos tratamientos en Braquiterapia son planificados con sistemas que utilizan el método de cálculo del TG-43U1.

El propósito de este trabajo es implementar la caja de reconstrucción a este sistema y uno de los métodos analíticos para verificar el cálculo de la tasa de dosis del sistema de planificación de tratamiento en braquiterapia en el Centro Nacional de Radioterapia (Nora Astorga) y a la vez comprender y verificar el algoritmo de cálculo utilizados por el TPS. El método utilizado está basado en el formalismo del TG-43, propuesto por la AAMP en 2004 para el cual se elaboraron hojas electrónicas en Excel para el cálculo manual de la tasa de dosis. se verificó si este programa cumplía con las recomendaciones del TG-43U1. Para ello se comprobaron los datos físicos instalados para esta fuente de  $^{60}\text{Co}$  modelo Co0.A86. Para el cálculo de dosis en el TPS se prescribió una dosis de 1.00 Gy a un tiempo de parada de 20 segundos y las actividades al momento de las planificaciones para los diferentes casos.

Los resultados en las tablas 10, 12, 13,14, 23 y 24 muestran los valores de las tasas de dosis para el Comisionamiento y la verificación en las coordenadas de todos los planos y en las tablas 15, 16, 21 y 26, muestran los errores relativos porcentuales asociadas a cada valor de tasa de dosis por el planificador y las calculadas mediante el TG-43U1 y la tabla 27 las incertidumbres asociadas a cada función.

Al mismo tiempo se verifico el cálculo de la dosis haciendo uso de un aplicador tipo Tándem más Cilindro para una muestra de 10 pacientes para poder verificar esa dosis dada, por el TPS Y hojas Excel; se elaboró un protocolo el cual nos garantiza la calidad de la entrega de la dosis a los puntos de prescripción en el paciente.

## 2. INTRODUCCIÓN

El Cáncer constituye una de las principales causas de muerte en el mundo, de acuerdo a la Vigilancia Epidemiológica del Cáncer, en los últimos años el censo de enfermedad por el Cáncer se ha incrementado progresivamente con mayor impacto en las poblaciones.

La Radioterapia como herramienta para tratar el Cáncer ha evolucionado con los avances científicos de la Física y la Oncología. Al mismo tiempo la Radioterapia es una forma de tratamiento que se basa en el efecto que tienen las radiaciones ionizantes sobre las células malignas. La puesta en servicio clínico de los Sistemas de Planificación de Tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés) es parte fundamental en todo proceso de planificación de tratamiento tanto en Teleterapia, Braquiterapia de baja y alta tasa de dosis y en Radioterapia metabólica con Yodo radiactivo, para garantizar el cálculo correcto de la dosis en los puntos que se establezcan de interés. Existen diversos tratamientos de Braquiterapia que son planificados siguiendo el formalismo del Task Group TG-43 [1] debido a su rapidez de cálculo de las distribuciones de dosis, pero este formalismo tiene unas observaciones importantes en el cálculo de la dosis, una de ellas es la uniformidad del volumen del tejido en la que se realiza el cálculo, la cual considera un volumen uniforme de agua, dejando de lado las inhomogeneidades de las densidades de los tejidos, y otra de ella son los Factores de Atenuación de los Aplicadores entre otros aspectos que se toman en cuenta.

Es por ello que el propósito de este trabajo fue la puesta en servicio clínico del Sistema de Planificación de Tratamiento con el algoritmo de cálculo del TG-43 para una fuente de  $^{60}\text{Co}$  con el equipo Sagi-Nova, mediante el Sistema de Planificación de Tratamiento SagiPlan, realizando la modelización de la fuente y el cálculo de la dosis manualmente haciendo uso de hojas electrónicas en Excel, basándose en el formalismo del Task Group TG-43 para garantizar la calidad de la entrega de la dosis a los puntos de prescripción, el cual se llevara a cabo en el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”.

### **3. PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA**

Se estima que menos de una cuarta parte de los centros a nivel mundial realizan sus propias pruebas de aceptación y puesta en servicio clínico, en las cuales se dejan las referencias de sus respectivos márgenes de aceptabilidad y la periodicidad con la que se evalúan los posteriores controles de calidad del sistema de planificación de tratamiento en Braquiterapia de alta tasa de dosis ya que son esenciales para evitar errores ya sean sistemáticos o aleatorios y garantizar el cálculo correcto de la dosis en los puntos que se establezcan de interés para optimizar aún más los planes de tratamiento más allá de las restricciones de dosis clínicas estándar; es por ello que se plantea la siguiente interrogante:

¿Por qué es necesario realizar la puesta en servicio clínico y la verificación del cálculo de la dosis del sistema de Planificación de Tratamiento con el algoritmo de cálculo del TG-43 en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis que garantice la calidad en la entrega de la dosis al punto de prescripción?

## 4. JUSTIFICACIÓN

Las pruebas de aceptación clínica para los TPS es parte fundamental en todo proceso de planificación de tratamiento tanto en Teleterapia como en Braquiterapia de alta tasa de dosis, siendo así que se garantiza el cálculo correcto de la dosis en los puntos que se establezcan de interés. El protocolo TG-43 de la Asociación Americana de Físicos Médicos actualmente en uso para la especificación de las distribuciones de dosis alrededor de una fuente de alta tasa de dosis para Braquiterapia, propone realizar los cálculos reportados en agua, los sistemas de planificación de tratamiento realizan los cálculos para una matriz de puntos en un plano para evaluar la dosis y no consideran los cambios de órganos ni de tejidos que naturalmente tiene el cuerpo humano, si bien el agua es una buena aproximación para simular la interacción de la radiación con la materia a estas energías, buscando una precisión al realizar los cálculos de la dosis, teniendo de esta manera una distribución de dosis aproximada a las proporcionadas por el sistema de planificación de tratamiento, permitiendo así mejorar los planes de tratamiento y elaborar un protocolo que garantice la calidad en la entrega de la dosis en el punto de prescripción en pacientes que utilicen aplicadores Cilindro, Tándem más Cilindro, Tándem más Anillo, Fletcher y aplicadores para uso exclusivo para Cáncer Endometrio).

La necesidad de abordar este trabajo investigativo se encuentra en el interés de desarrollar herramientas y alternativas para el sistema de planificación de tratamiento, mediante el formalismo del TG-43 haciendo uso del cálculo de la dosis manualmente y a través de hojas electrónicas en Excel, verificando al mismo tiempo el cálculo de la dosis haciendo uso del aplicador vaginal y con la elaboración de un protocolo que garantice la calidad en la entrega de la dosis al punto de prescripción.

Siendo el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”, el único centro en el país que consta con las condiciones y además el servicio que proporcionan estos tipos de tratamiento de gran importancia e interés para la ciudadanía que ofrece tratamiento de Braquiterapia Intracavitaria Ginecológica a pacientes oncológicos.

## **5. OBJETIVOS**

### **a. Objetivo General**

- Efectuar la Puesta en Servicio Clínico del Sistema de Planificación de Tratamiento SagiPlan 2,0 que posee el algoritmo de cálculo del TG-43 en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis, en el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga” en el periodo Abril- Junio del año 2018”.

### **b. Objetivo Específicos**

- Realizar la modelización de la fuente y el cálculo de la Dosis manualmente basado en el formalismo del TG-43 a través de hojas electrónicas en Excel.
- Implementar una caja de reconstrucción para el TPS SAGIPLAN en casos especiales, en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis.
- Verificar el cálculo de dosis utilizando aplicador vaginal, haciendo uso de una muestra de Pacientes en Braquiterapia.
- Elaborar un protocolo que garantice la calidad en la entrega de la dosis al punto de prescripción en pacientes que utilizan aplicadores tales como: Fletcher más Cilindro y Tándem más Anillo.

## 6. MARCO REFERENCIAL

### 6.1. Antecedentes

Pérez J, Venselaar J, en el 2004 presentaron una guía práctica para el control de calidad de equipos en Braquiterapia. En este trabajo los autores decidieron presentar un folleto completo en donde incluyeron una amplia gama de aspectos físicos y de calidad, en donde se discutieron las aplicaciones de control de la Braquiterapia. En el folleto que realizaron incluyeron la metodología del control de calidad y en los contenidos reflejaron la actualidad, las opiniones sobre sobre CCC que son expresadas en las publicaciones existentes. En el capítulo que aborda acerca de la calibración de fuentes sigue de cerca las recientes del documento IAEA TecDoc-1274 [6], con el acceso simplificado a datos numéricos. Uno de los capítulos que abordan está dedicado al cálculo de la dosis. El sistema de planificación de tratamiento de Braquiterapia (TPS) se presenta un resumen general, acerca de la estructura, el modelo de la fuente, el formalismo de la AAPM TG-43 en donde se incluye las recomendaciones internacionales y las practicas consideraciones que proporcionan las pautas haciendo uso de los datos de referencia y la información de la fuente en Braquiterapia, todo esto conforme a los sistemas actuales de formalismo de dosimetría y planificación del tratamiento. Finalmente, el lector encontrará datos de fuente actualizados (referenciados) que se utilizarán como entrada y al mismo tiempo verificar y comparar completamente los TPS en el cálculo de dosis. Los datos obtenidos en este trabajo se presentaron como tabla de dosis absorbidas en agua, recomendando de esta manera que los valores para las cantidades utilizadas en el formalismo del TG-43 para una lista completa de Braquiterapia.

Granero D, Pérez J, Ballester F, publicaron el 9 de agosto del 2007 en España un estudio dosimétrico de una nueva fuente de  $^{60}\text{Co}$  utilizada en Braquiterapia. El propósito de este estudio fue obtener los parámetros dosimétricos de una nueva fuente de  $^{60}\text{Co}$  utilizada en Braquiterapia de alta tasa de dosis y fabricada por BEBIG [Eckert & Ziegler BEBIG GmbH (Sociedad de Responsabilidad Limitada), Germany]. El método de Monte Carlos se ha utilizado para obtener la distribución de la tasa de dosis en la actualización del formalismo TG-43U1 de la Asociación Americana de Físicos Médicos. Además, para facilitar el proceso de control de calidad en los sistemas de planificación de tratamiento, se ofrece una tabla de

tasa de dosis rectangular bidimensional, coherente con el formalismo de cálculo de dosis de TG-43U1. Estos conjuntos de datos dosimétricos se pueden utilizar como datos de entrada de los cálculos de TPS para validarlos.

Palmer A, Hzenia B, Hayman O, Nagar Y, en el Queen Alexandra Hospital, Portsmouth Hospital NHS Trust, UK, realizaron un documental de la larga vida media de  $^{60}\text{Co}$  en comparación con  $^{192}\text{Ir}$  tiene beneficios económicos y prácticos, sin embargo, el efecto de la energía más alta de  $^{60}\text{Co}$  en los enfoques de planificación del tratamiento y los resultados en la Braquiterapia HDR ginecológica no se ha investigado completamente. Este trabajo compara las características de la fuente física de los dos isótopos utilizados en el sistema de pos carga IBt Bebig MultiSource®, e investiga las diferencias en las técnicas de planificación para optimizar la cobertura del tumor y la preservación de órganos críticos (OAR) para los dos isótopos. El volumen clínico objetivo de alto riesgo (HR-CTV), vejiga, recto y sigmoide se describieron en imágenes de TC de ocho pacientes ginecológicos para la braquiterapia HDR. Se produjeron varios planes de tratamiento 3D para cada paciente en el sistema de planificación de tratamiento (TPS) HDRplus®, utilizando un tubo intrauterino (IUT) y un aplicador de anillo, con una carga estándar de IUT / anillo. Las variables de planificación utilizadas en este estudio fueron: La elección del isótopo,  $^{60}\text{Co}$  o  $^{192}\text{Ir}$ ; la elección de la prescripción de dosis y la normalización (para Manchester punto A o GEC-ESTRO HR-CTV); patrones de carga estándar y no estándar; optimización del tiempo de permanencia del algoritmo TPS. El análisis cuantitativo de los planes de tratamiento resultantes se realizó mediante distribuciones de isodosis, histogramas de dosis volumétricas, HR-CTV D90 y V100%, dosis en el punto A, ICRU recto y vejiga, y D0.1cc, D1cc y D2cc para las OAR.

Hernández F, Portillo R, Ferro Y. El 27 de Marzo del 2018, desarrollaron el Comisionamiento del TPS SAGIPLAN 2.0 en el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”, Managua, Nicaragua, de la firma alemana ECKERT & ZIEGLER. Esta unidad fue instalada en la sala exterior contiguo a la estación de trabajo del equipo EQUINOX. Este TPS provee una intuitiva y amigable interface haciendo una planificación mucho más fácil y rápida. En este informe se evaluó la verificación del funcionamiento de los equipos, componentes mecánicos de la unidad y aspectos mecánicos de seguridad, lo cual incluyó el monitoreo de áreas encontrándose una tasa de dosis menor a  $3 \mu\text{Sv/h}$  en el sitio donde

permanecen los TOEs (Trabajador Ocupacionalmente Expuesto). La Calibración de la fuente en términos de la tasa de kerma en aire a 1 m a partir de mediciones en aire y con cámara de pozo esta se encontró dentro del límite de aceptación con un -1.95% de discrepancia y se realizo un plan de tratamiento con una matriz de coordenadas de puntos para verificar el TPS y compararlo con un programa realizado en Matlab y se encontró discrepancia menor al 3%.

El Tratamiento del cáncer con Braquiterapia de Alta tasa de Dosis (HDR, por sus siglas en inglés) requiere una planificación y entrega precisas y cuidadosas, particularmente porque la mayoría de los sitios de tratamiento son adyacentes a órganos críticos y tejidos sanos. El rendimiento de la unidad HDR y su capacidad para implementar con precisión una serie de aspectos de origen planificados, es fundamental para la calidad del tratamiento.

La precisión de las dosis administradas depende particularmente del posicionamiento de la fuente debido a las distancias cortas entre el objetivo y la fuente, los gradientes de dosis pronunciados y las grandes correcciones de la ley inverso al cuadrado para cualquier error. Antes del uso clínico, las nuevas unidades de tratamiento de HDR requieren una evaluación exhaustiva para verificar que el rendimiento y los criterios de precisión. Las evaluaciones de desempeño anteriores (McDermott et al. 1996, Wallace 1997) han demostrado que puede haber un control apreciable de la fuente y diferencias dosimétricas entre diferentes modelos de sistemas HDR.

Existen varias publicaciones sobre los requisitos generales que debe contener un control de calidad para unidades de HDR (Mayles et al 1999, Nath et al 1997, Venselaar y Perez-Calatayud 2004, Wilkinson 2006) y resultados específicos para unidades HDR de otros fabricantes (McDermott et al 1996, Wallace 1997), pero no hay otras publicaciones para la unidad de tratamiento BEBIG HDR, pero esto no impide ni afecta en ella, solo que han sido pocas las publicaciones que han hecho uso de esta unidad, pero han venido evolucionado grandemente durante los últimos años.



## 6.2. Sistema de Planificación de Tratamiento

Los Sistemas de Planificación de Tratamiento para Braquiterapia han evolucionado enormemente durante los últimos años.

En el año 1992 la fundación de BEBIG GmbH suministro mundial de los aplicadores oftálmicos con  $^{106}\text{Ru}$ , en el 2001 la puesta en marcha de la producción de semillas con la fuente de  $^{125}\text{I}$ , el 2003 entrada mundial al mercado internacional con la primera instalación de MultiSource en Japón con  $^{60}\text{Co}$ , el 2004 el mercado CE para el software de planificación de tratamiento HDRplus con una biblioteca integrada de aplicadores y también el mercado CE para el dispositivo de carga diferida MultiSource de HDR con la primera dosimetría In-vivo integrada, en el 2013 está la adquisición de Mick Radio Nuclear Instrument, Inc., pionera en braquiterapia y la fabricante líder de aplicadores, en el 2014 más de 250 dispositivos de carga diferida han sido entregados en más de 50 países en todo el mundo, la mayoría de ellos están utilizando fuentes de  $^{60}\text{Co}$ , en el 2015 el lanzamiento del sistema de braquiterapia de próxima generación Eckert & Ziegler BEBIG SagiNova y SagiPlan y en el 2017 las instalaciones de equipos SagiNova en más de 15 países.

En Nicaragua el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga” es el único que cuenta con el equipamiento necesario para brindar este tipo de servicio y dicho equipo contiene el Sistema de Planificación de Tratamiento SagiPlan.

La interfaz de planificación de Tratamiento SagiPlan, contiene una plataforma para todas las necesidades de planificación de HDR, es fácil de usar e intuitivo, es preciso, específico y eficaz, con una conectividad completa y flexible y una evaluación integral del plan. SagiPlan asegura que todas las partes del cuerpo pueden planificarse desde el mismo entorno de software. Por ello, se hace necesaria una verificación independiente individualizada de los datos exportados a la máquina de carga diferida siendo esto, además, un requisito legal desde el RD1566/19981 (código del requisito legal) [11]. Verificar manualmente la dosis asociada a las posiciones y tiempos de parada de la fuente no es una opción práctica por su mayor complejidad y coste temporal.

El análisis formal de riesgos pone de manifiesto que es en la definición manual de parámetros donde se concentra el mayor número de errores en las aplicaciones de braquiterapia. Por este motivo, una verificación individualizada de los tratamientos de alta tasa de dosis (HDR) debe incluir no sólo la dosis en determinados puntos representativos, sino también la elección de fuentes (modelo y actividad), la longitud de los catéteres, las posiciones, tiempos de parada y paso de la fuente; dicha verificación independiente en la práctica clínica tiene que ser rápida y sencilla. Resulta útil, además, poder almacenar en un soporte informático de uso extendido y fácil manejo, los datos más representativos del tratamiento, para su futura revisión o análisis estadístico.

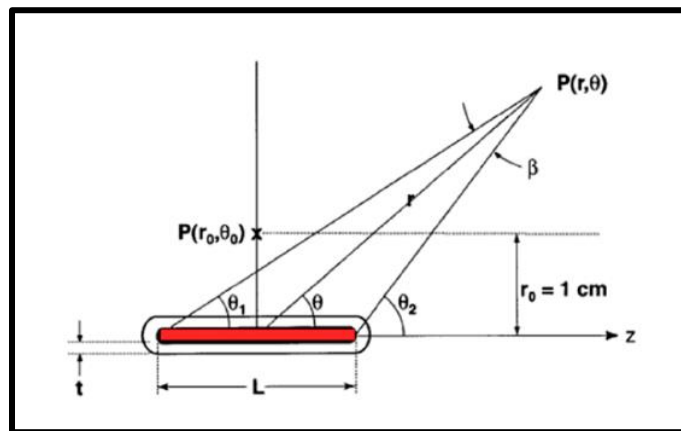
### **6.3. El Formalismo de Cálculo del Protocolo TG-43**

Basado en el modelo de cálculo propuesto por el Grupo de Trabajo de Colaboración Intersticial (ICWG), el Grupo de Tarea N° 43 del Comité de Terapia de Radiación AAPM, publicaron recomendaciones sobre el formalismo y parámetros de dosimetría para fuentes de braquiterapia intersticial en 1995.

Los formalismos de cálculo anteriores se basaron en la actividad de aplicación, masa equivalente de radio, constantes de la tasa de exposición y coeficientes de atenuación tisular. Estos formalismos más antiguos no tuvieron en cuenta las diferencias entre las fuentes de origen en la construcción de núcleos activos y el diseño de encapsulación. Con la excepción del radio, las constantes de velocidad de exposición y otros parámetros de entrada a estos algoritmos que dependían solo del radionúclido.

En contraste con estos métodos, el formalismo TG-43 introdujo e incorporó constantes de tasa de dosis y varios otros parámetros dosimétricos que dependerán del diseño de la fuente específica. El TG-43 es un formalismo coherente, sencillo de implementar, y se basa en un pequeño número de parámetros o cantidades que pueden extraerse fácilmente de las distribuciones de tasas de dosis calculadas por los diferentes métodos existentes como los son MBDCa, CCC, GBBS y MC.

En 1995 la AAPM introdujo el formalismo de cálculo TG 43 para establecer la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricamente simétricas, para tales fuentes la distribución de dosis puede ser descrita en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente, donde  $r$  es la distancia desde el origen al punto de interés  $P$  y  $\theta$  es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente, como se muestra en la ilustración 1. El punto de referencia  $P(r_0, \theta_0)$ , está en el eje transversal de la fuente  $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$  y a 1 cm del centro de la fuente, es consistente con la práctica de usar una distancia de 1cm como punto de referencia para la planeación de tratamientos [1]. Existe otra corrección del TG-43U1 llamado “Erratum” el cual fue recibido el 18 de Marzo del año 2010, aceptado para su publicación el 22 de Marzo del 2010 y publicado el 29 de abril del 2010; este documento aclara un punto y corrige un error tipográfico en el suplemento del informe de la AAPM Grupo de Tareas N°43 actualizado de la AAPM TG-43U1S1, en la sección III.B, en donde presentan aclaraciones sobre los métodos recomendados de interpolación y extrapolación para la Función de Anisotropía en 1D y  $r$ .



**Ilustración 1. Geometría asumida para el formalismo del TG-43 para el cálculo de la Dosis.**

La tasa de dosis  $D(r, \theta)$  en el punto  $P(r, \theta)$  puede ser escrita como:

$$D(r, \theta) = S_k \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad \text{Ec. 1}$$

Donde:

$r$ : distancia (en centímetros) desde el centro de la fuente activa hasta el punto de interés.

$r_0$ : denota la distancia de referencia que se especifica para ser 1 cm.

$\Theta$ : es el ángulo polar que especifica el punto de interés,  $P(r, \theta)$ , con respecto al eje longitudinal de la fuente,  $\theta_0$  es el plano de referencia que define el plano transversal de la fuente, y se especifica a  $90^\circ$ .

$S_k$ : es el Rendimiento de Kerma en Aire de la Fuente.

$\Lambda$ : es la Constante de Tasa de Dosis en Agua.

$G(r, \theta)$ : es el Factor Geométrico.

$g(r)$ : es la Función Radial de la Dosis.

$F(r, \theta)$ : es la Función de Anisotropía.

En la práctica clínica, la posición y la orientación de la fuente se identifican mediante marcadores radio-opacos. En general, estos marcadores se colocan simétricamente dentro de la cápsula de la fuente, de manera que el marcador, la distribución de la radiactividad y la cápsula tienen el mismo centro geométrico en el eje de simetría de la fuente. Por lo tanto, la determinación de la ubicación de la distribución del radioisótopo se basa en la identificación de los marcadores radio-opacos.

#### **6.4. Rendimiento de Kerma en Aire de la Fuente ( $S_k$ )**

El informe de la AAPM TG-43U1 propone revisiones menores a la definición del rendimiento de kerma en aire de la fuente  $S_k$ , que se introdujo por primera vez en el informe de la AAPM TG-32 en 1987. El  $S_k$  tiene unidades  $\mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1} = 1 \text{ U}$  y es numéricamente idéntica a la cantidad de aire de referencia de la tasa de Kerma recomendada por la ICRU 38 y la ICRU 60.

La intensidad de Kerma, es la tasa de Kerma en aire  $\dot{K}_\delta(d)$  en el vacío y debido a fotones de energías mayores que  $\delta$  (energía de corte), en una distancia  $d$  (distancia desde el centro de la fuente al punto de interés), multiplicada por el cuadrado de la distancia.

El reporte TG-43 de la AAPM define el rendimiento de Kerma en Aire de la fuente como:

$$S_k = K_{\delta}(d)d^2 \quad \text{Ec. 2}$$

La cantidad  $d$  es la distancia desde el centro de la fuente hasta el punto de medición  $K_{\delta}(d)$ , la cual debe ubicarse en el plano transversal de la fuente. La distancia  $d$  puede ser cualquier distancia que sea grande en relación con la dimensión lineal máxima de la distribución de radioactividad, de modo que  $S_k$  sea independiente de  $d$ .  $K_{\delta}(d)$  se suele deducir que la tasa de kerma en aire en el plano transversal realizadas en una geometría de aire libre en distancias grandes con relación a las dimensiones lineales máximas del detector y de la fuente, en el orden de 1 metro. La calificación "in vacuo" significa que las mediciones deben corregirse para la atenuación y dispersión del fotón en el aire y cualquier otro medio interpuesto entre la fuente y el detector, así como la dispersión del fotón desde cualquier objeto cercano, incluyendo paredes, pisos y techos. Por supuesto, la tasa de kerma en aire también se puede calcular para subvertir algunas de las limitaciones impuestas en las mediciones prácticas.

### 6.5. Constante de Tasa de Dosis en Agua ( $\Lambda$ )

$\Lambda$  esta definida como la tasa de dosis en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal ( $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$ ),  $\dot{D}(r_0\theta_0)$  por unidad de rendimiento en kerma  $S_k$  en un simulador de agua, su definición no ha cambiado con respecto al protocolo del TG-43U1 y tiene unidades de  $1 \text{ cGyh}^{-1}U^{-1}$  que se reduce a  $\text{cm}^{-2}$ .

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0\theta_0)}{S_k} \quad \text{Ec. 3}$$

La constante incluye los efectos de geometría de la fuente, la distribución espacial de la radioactividad dentro de la fuente, efectos del encapsulado, auto filtración dentro de la fuente y dispersión en el agua en los alrededores de la fuente. Al mismo tiempo la constante de la tasa de dosis depende tanto del modelo de fuente como del radionúclido, y está influenciada

tanto por el diseño interno de la fuente como por la metodología experimental utilizada por el estándar primario para realizar la  $S_k$ .

## 6.6. Función Geométrico [G (r, $\theta$ )]

En el contexto de los cálculos clínicos de la dosis de braquiterapia, el propósito de la función geométrica es mejorar la precisión con la que se pueden estimar las tasas de dosis mediante la interpolación de los datos tabulados en puntos discretos. Físicamente, la función geométrica descuida la dispersión y la atenuación, y proporciona una corrección efectiva de la ley de los cuadrados basados en un modelo aproximado de la distribución espacial de la radioactividad dentro de la fuente. Debido a que la función geométrica se usa solo para interpolar entre los valores de tasa de dosis tabulados en puntos definidos, las aproximaciones altamente simplistas proporcionan una precisión suficiente para la planificación del tratamiento y está definida por la AAPM TG-43U1 como:

- Aproximación para una fuente puntual:

$$G_p(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad \text{Ec. 4}$$

- Aproximación para una fuente lineal:

$$G_p(r, \theta) = \left\{ \begin{array}{l} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \text{ si } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - \frac{L^2}{4})^{-1} \text{ si } \theta = 0^\circ \end{array} \right\} \quad \text{Ec. 5}$$

Donde L es la longitud activa de la fuente, y  $\beta$  es el ángulo subtendido por la fuente activa con respecto al punto (r,  $\theta$ ) ver la ilustración 1.  $\beta = \theta_2 - \theta_1$ . G (r,  $\theta$ ) representa la distribución hipotética debido solo a la distribución espacial de la radioactividad e ignora los efectos de la absorción y dispersión en la fuente en el medio que la rodea.

En principio, los modelos de fuente puntual o de fuente lineal pueden implementarse de manera consistente en las versiones 1D y 2D del formalismo TG-43. En este caso, la palabra "consistentemente" significa que la función geométrica utilizada para la derivación de las tasas de dosis a partir de los parámetros TG-43 debe ser idéntica a la utilizada para preparar la función de dosis radial y los datos de la función de anisotropía 2D, incluido el uso de la misma longitud activa,  $L$ , utilizada en  $G(r, \Theta)$ .

El uso de tales funciones simples está garantizado, ya que su propósito es facilitar la interpolación entre las entradas de datos tabulados para la duplicación de los resultados de dosimetría originales.

### 6.7. Función Radial de la Dosis [ $g_X(r)$ ]

La función Radial de la Dosis  $g_X(r)$  explica la caída de dosis en el plano transversal debido a la dispersión y atenuación del fotón, es decir, excluyendo la caída incluida por la función de geometría. tiene en cuenta los efectos de absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente, esta es definida por el reporte TG-43 de la AAPM como:

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)G_X(r_0\theta_0)}{\dot{D}(r_0\theta_0)G_X(r, \theta_0)} \quad \text{Ec. 6}$$

El formalismo ha agregado el subíndice " X " a la función radial de la dosis y la función de geometría para indicar si una fuente de punto, " P " o una fuente de línea, " L ", la función de geometría fue utilizada en la transformación de los datos. En consecuencia, el protocolo del TG-43U1 presenta tablas de ambos valores  $g_P(r)$  y  $g_L(r)$ .

La Ecuación 7 corrige un error tipográfico en el protocolo original TG-43. Si bien la búsqueda de tablas a través de la interpolación lineal o cualquier ajuste matemático apropiado del modelo a los datos se puede usar para evaluar  $g_X$ , algunos sistemas comerciales de planificación de tratamiento actualmente acomodan un ajuste polinomial de quinto orden

para los datos  $g(r)$  tabulados. Dado que este tipo de ajuste polinomial puede producir resultados erróneos con grandes errores fuera del rango radial utilizado para determinar el ajuste, se han propuesto ecuaciones de ajuste alternativas que son menos susceptibles a este efecto,

$$g_X(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 + a_4r^4 + a_5r^5. \quad \text{Ec. 7}$$

Los parámetros  $a_0$  y  $a_5$  deben determinarse de modo que se ajusten a los datos dentro del  $\pm 2\%$ . Además, el rango radial sobre el cual el ajuste cumple con esta especificación debe especificarse claramente.

### 6.8. Función de Anisotropía $F(r, \theta)$

Considera la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente, incluyendo los efectos de absorción y dispersión en agua,  $F(r, \theta)$  está definida por el reporte TG-43 de la AAPM como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G_L(r, \theta)} \quad \text{Ec. 8}$$

Además de la inclusión del subíndice L, esta definición es idéntica a la definición TG-43 original. La función de anisotropía describe la variación en la dosis como una función del ángulo polar con respecto al plano transversal. Mientras que  $F(r, \Theta)$  en el plano transversal se define como unidad, el valor de  $F(r, \Theta)$  fuera del plano transversal generalmente disminuye a medida que:

1.  $r$  disminuye.
2. Cuando  $\Theta$  se aproxima a  $0^\circ$  o  $180^\circ$ .
3. A medida que aumenta el espesor de la encapsulación.
4. A medida que disminuye la energía fotónica.



Sin embargo,  $F(r, \Theta)$ , puede exceder la unidad en  $|\theta - 90^\circ| > \pm \cos^{-1}(\frac{L}{2r})$  para fuentes de cilindro derecho recubiertas con emisores de fotones de baja energía debido a la detección de fotones por el elemento activo en ángulos hacia el plano transversal.

## **6.9. Modelo basado en algoritmos de cálculo de dosis de Braquiterapia (MBDCA)**

Los algoritmos de cálculo de la dosis basado en los modelos MBDCA desarrolla un número limitado de planes de casos de prueba bien definidos y realiza el cálculo y comparación de dosis MBDCA. Existen métodos para la planificación de tratamiento en Braquiterapia los cuales son:

### **6.9.1. Método de Convolución de Cono Colapsado (Collapsed Cone Convolution CCC)**

CCC es un método de superposición del núcleo diseñado para aplicaciones de planificación de tratamiento y optimizado para la eficiencia de cálculo a través de la discretización angular ('Conos de Colapso') de los Kernel a lo largo de una red de transporte de radiación. El enfoque común en EBRT, donde se ha usado CCC durante mucho tiempo, es usar dos grados, uno para la dosis primaria y otro para la dispersión, ambos operan con la energía liberada por los fotones primarios. En la braquiterapia, el método consiste en calcular la dosis primaria a través de un trazador de rayos directo de los fotones primarios utilizando la aproximación de kerma, y usar un proceso de orden de dispersión para calcular la dosis de la primera dispersión y la dispersión múltiple por separado con diferentes núcleos [10].

### **6.9.2. Método Grid-Based Boltzmann Solver (GBBS)**

En braquiterapia, la GBBS de baja energía se basa en la evaluación directa de la LBTE integral, expandida en órdenes de dispersión. Todos los métodos para resolver GBBS se basan en la discretización de fase. Los métodos deterministas para resolver la ecuación de transporte lineal de Boltzmann (LBTE) en forma integral o diferencial producen soluciones

aproximadas que convergen a la verdadera solución continua de LBTE en el límite de espacios [10].

### **6.9.3. Simulaciones de Monte Carlo (MC)**

La simulación de MC resuelve el LBTE lineal mediante muestreo aleatorio y es el estado actual del corazón en dosimetría computacional. El primer código de MC con un paquete de geometría avanzada específico para las fuentes de braquiterapia que tienen varios estimadores no analógicos (para aumentar la velocidad de cálculo) fue PTRAN. Puede calcular analíticamente la dosis primaria, realizar simulaciones de MC para la parte de dosis de dispersión. Para las aplicaciones de planificación de tratamiento se ha presentado un código MC rápido diseñado como un motor de cálculo de dosis para semillas de braquiterapia de baja energía. La mayor parte de la aplicación de planificación de tratamiento de braquiterapia se basa en el consumo de CPE y en la aplicación de la equivalencia de la dosis absorbida y el kerma utilizando estimadores de longitud de pista, y puede emplear archivos de espacio de fase para caracterizar las fuentes antes del tiempo de ejecución [10].

### **6.10. Limitaciones del TG-43**

Hoy en día, la mayoría de los sistemas de planificación de tratamientos de braquiterapia se basan en las recomendaciones del formalismo de cálculo de dosis del TG-43. Los datos tabulados que incluyen los parámetros TG-43 de las fuentes de braquiterapia que se obtienen experimental o teóricamente, se utilizan como datos de entrada de los programas de planificación de tratamiento. Los parámetros del TG-43 se obtienen colocando la fuente en el centro de un maniquí homogéneo de agua de volumen fijo, sin considerar la dispersión y atenuación de los fotones en otros tejidos, el tamaño del maniquí y los efectos de blindaje del aplicador. Tales limitaciones afectarían el resultado de los programas de planificación del tratamiento. Se recomienda que estos factores se tomen en consideración tanto como sea posible, aplicando algunos factores de corrección.

### **6.10.1. La Dosimetría del Maniquí**

Los parámetros TG-43 de una fuente de braquiterapia se obtienen en un maniquí de agua homogéneo, pero en casos clínicos reales, las fuentes de braquiterapia se localizan dentro de los tejidos de los pacientes. Los diferentes coeficientes de absorción másico, dispersión de radiación y atenuaciones en materiales con diferentes composiciones alteran la distribución de dosis en comparación con el agua.

### **6.10.2. Inhomogeneidades**

De acuerdo con el formalismo de cálculo de la dosis de TG-43, la dosimetría se realiza en un maniquí de medio uniforme (agua) y no se tuvieron en cuenta las Inhomogeneidades como tejido adiposo, blando y óseo. Existen algunos sitios de implantes como cabeza y cuello y pulmón en los que las inhomogeneidades existentes son importantes y cambiarían los parámetros de dosimetría de la fuente de braquiterapia.

### **6.10.3. Tamaño del Maniquí**

En casos clínicos reales, las fuentes de braquiterapia no se colocan exactamente en el centro del cuerpo del paciente. A veces la fuente radiactiva se coloca cerca del contorno del paciente, y este cambio en la condición de dispersión dentro del fantoma, tendría efectos significativos en los parámetros TG-43 de las fuentes. Los porcentajes de diferencia en los parámetros de TG-43 son altamente afectados por la energía de los fotones emitidos por las fuentes de braquiterapia y la cantidad de tejido que falta (el tamaño del maniquí).

## **6.11. Diferentes Modelos de Fuentes**

Existen diferentes tipos de modelo de fuentes, las cuales se les presentaran con sus respectivas características propias de cada modelo de fuente.

- Fuente del modelo 6702 de Amersham.

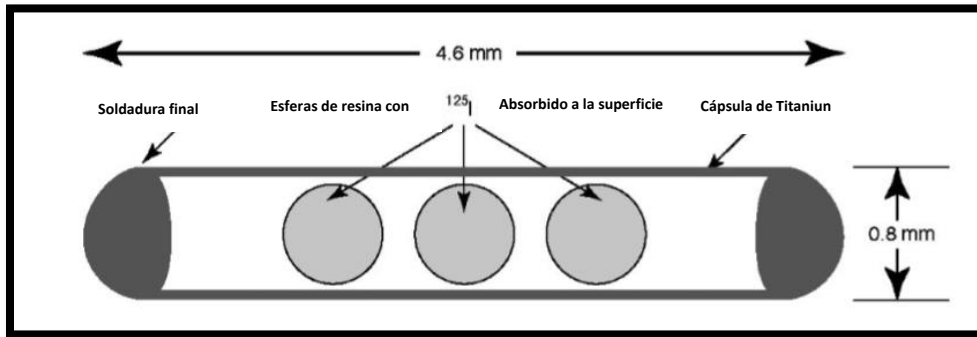


Ilustración 2. Fuente del modelo 6702 de Amersham. Fuente [1, pag 641].

- Fuente del modelo 6711 de Amersham

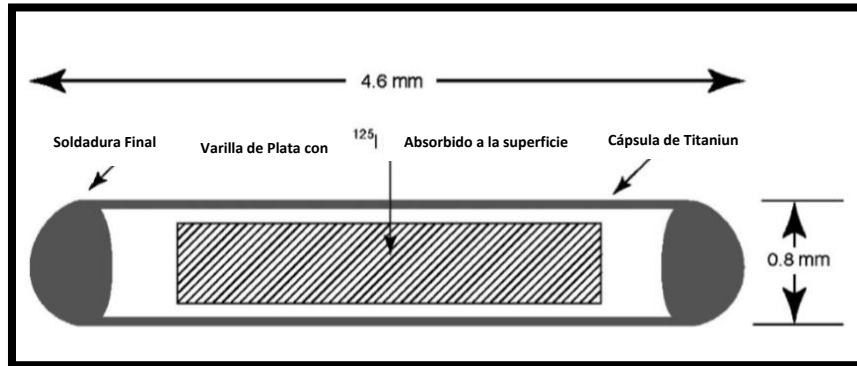


Ilustración 3. Fuente del modelo 6711 de Amersham. Fuente [1, pag 641].

- La mejor fuente del modelo 2301

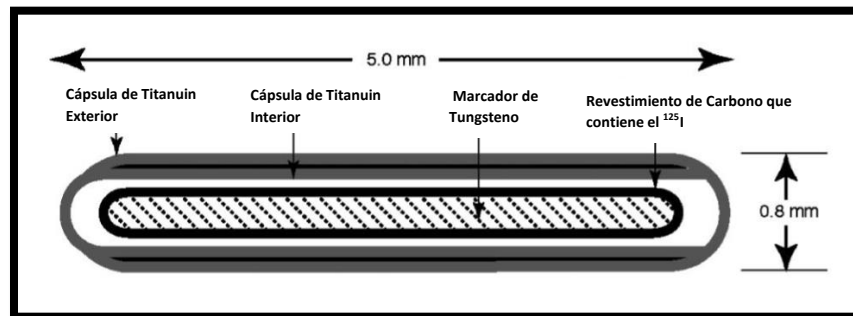


Ilustración 4. La mejor fuente del modelo 2301. Fuente [1, pag 641].

- Fuente NASI modelo MED3631-A/M o MED3633.

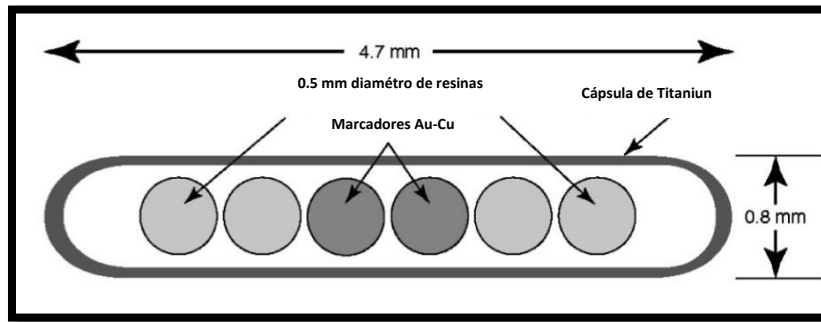


Ilustración 5. Fuente NASI modelo MED3631-A/M o MED3633. Fuente [1, pag 641].

- Bebig/Theragenics Corp. modelo I25.S06.

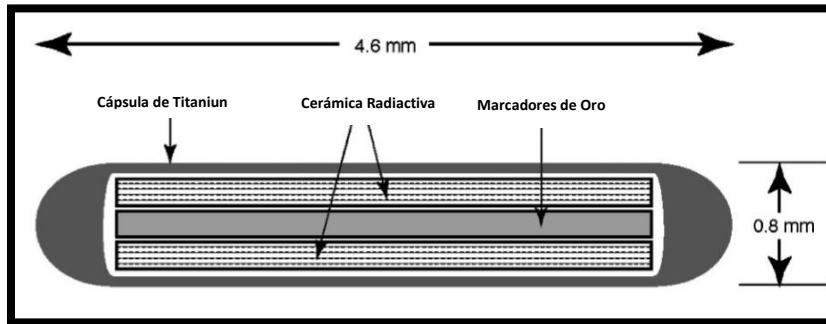


Ilustración 6. Bebig/Theragenics Corp. modelo I25.S06. Fuente [1, pag 641].

- Imagen modelo IS-12501.

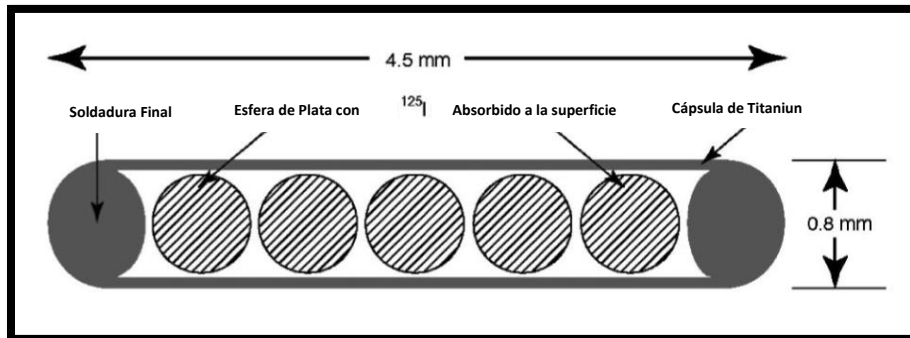


Ilustración 7. Imagen modelo IS-12501. Fuente [1, pag 641].

- Theragenics Corp. modelo 200.

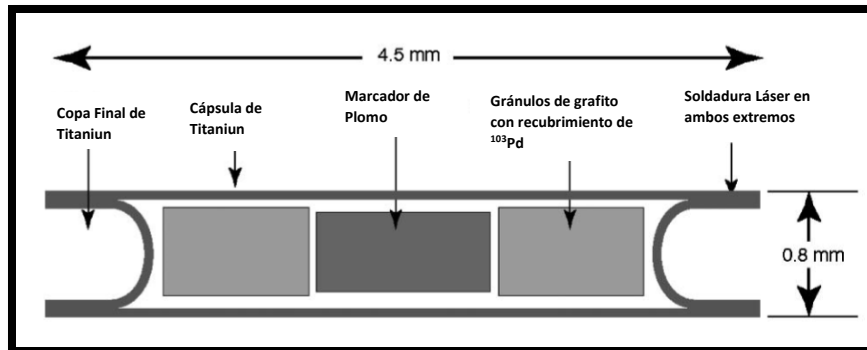


Ilustración 8. Theragenics Corp. modelo 200. Fuente [1, pag 641].

La cápsula de titanio tiene un grosor de 0.06 mm para la fuente del modelo Amersham y Theragenics, mientras que cada cápsula de la mejor fuente tiene un grosor de 0.04 mm. El grosor de la cápsula de las fuentes de los modelos restantes es de 0.05 mm.

### 6.12. Descripción del Modelo Co0.A86 (E&Z BEBIG)

El diseño geométrico y los materiales de la fuente E&Z BEBIG  $^{60}\text{Co}$  modelo Co0.A86 se muestran esquemáticamente en la ilustración 9. Es muy similar a la fuente E&Z BEBIG modelo GK60M21 ([4] Apéndice A.5.1), tanto en diseño como en materiales. La fuente del modelo Co0.A86 se diferencia del modelo GK60M21 en que tiene un núcleo activo más pequeño (0,5 mm de diámetro para esta fuente frente a 0,6 mm de diámetro para la GK60M21) y una punta de cápsula más redondeada. La fuente modelo Co0.A86 está compuesta por un núcleo central cilíndrico activo hecho de  $^{60}\text{Co}$  metálico, de 3.5 mm de longitud y con un diámetro de 0.5 mm. El núcleo activo está cubierto por una cápsula cilíndrica de acero inoxidable de 0,15 mm de espesor con un diámetro externo de 1 mm.

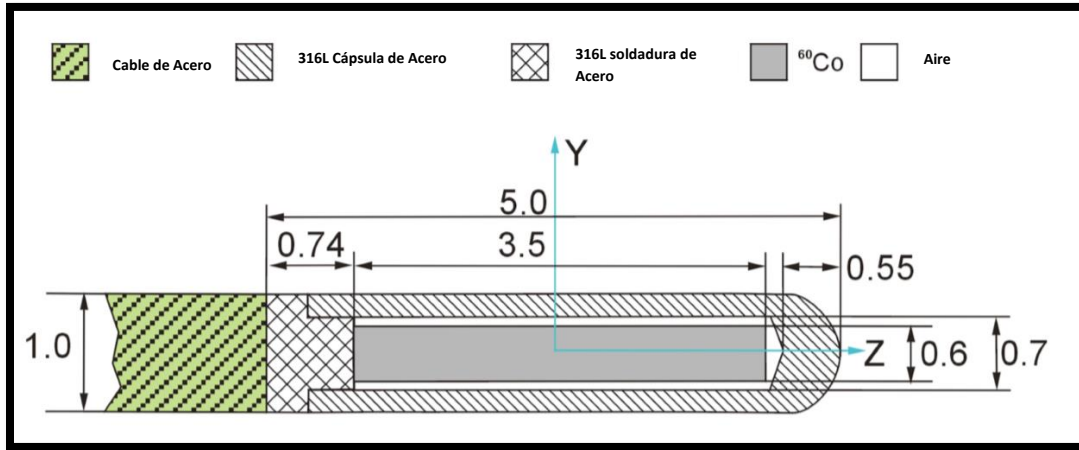


Ilustración 9. Materiales y dimensiones (mm) de la fuente E&Z BEBIG  $^{60}\text{Co}$  modelo Co0.A86. Fuente [4, pag 116].

### 6.13. Comparación de Fuentes de $^{60}\text{Co}$ y $^{192}\text{Ir}$ en Braquiterapia HDR

Richter et al. comparó la fuente de  $^{60}\text{Co}$  e  $^{192}\text{Ir}$  de dimensión y construcción idénticas y discutió la absorción tisular, la función de geometría y la dosis integral de las dos fuentes. La fuente de cobalto consiste en un cilindro de metal con una longitud de 3.5 mm y un diámetro de 0.6 mm. La fuente está rodeada por una camisa de acero acilíndrico y un diámetro exterior de 1 mm [12]. Los resultados del cálculo de las diferencias entre las dos fuentes se muestran en la ilustración 10. Por ejemplo, la dosis para las fuentes de  $^{60}\text{Co}$  en el tejido graso es un 0,4 por ciento más alta y un 0,8 por ciento más baja para el recto que para las fuentes de  $^{192}\text{Ir}$ . La mayor diferencia se encuentra en el tejido pulmonar, con 2,1%. La diferencia de respuesta biológica a las diferentes energías de las fuentes de  $^{60}\text{Co}$  y  $^{192}\text{Ir}$  es por lo tanto despreciable [12].

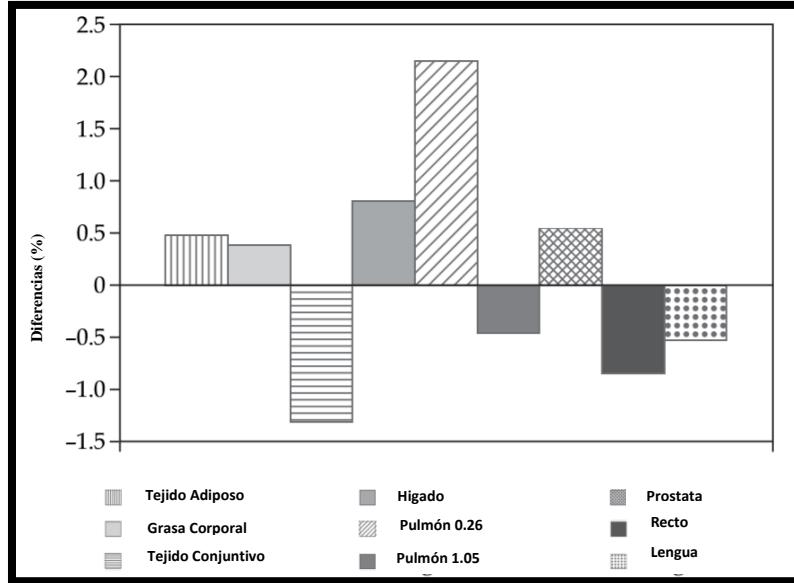


Ilustración 10. Diferencias en la dosis absorbida de varios tejidos para una fuente de  $^{60}\text{Co}$  en comparación con una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ . Fuente [13].

La ilustración 11, muestra Función de Anisotropía  $F(r, \theta)$  como en la práctica, la parametrización de la dependencia  $r$  se introduce para simplificar y la Función de Anisotropía  $F(r, \theta)$  se reduce a  $\Phi(\theta)$  a la distancia  $r = 4$  cm. La fuente  $^{60}\text{Co}$  muestra advertencias mientras que la fuente  $^{192}\text{Ir}$  muestra desviaciones en la parte superior de la fuente ( $\theta = 0^\circ$ ) y en el montaje de la fuente ( $\theta = 180^\circ$ ) [12].

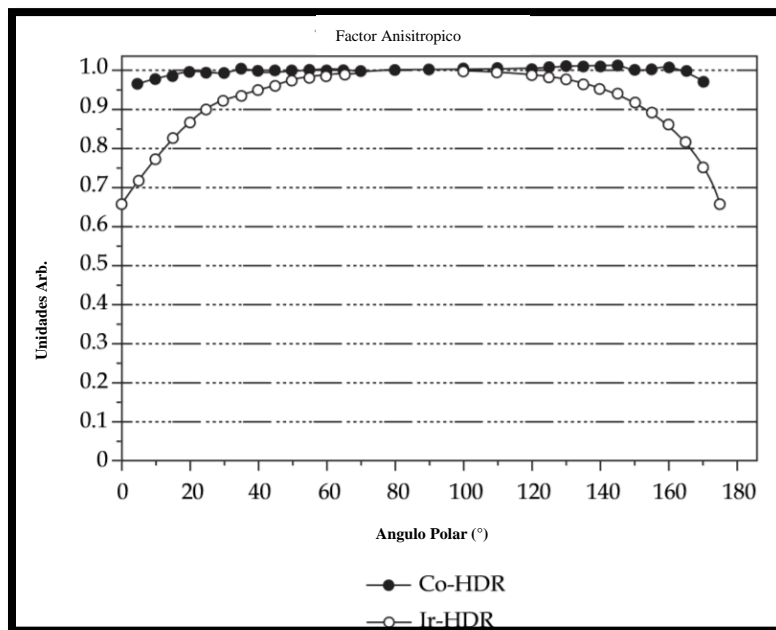


Ilustración 11. Función de Anisotropía  $F(r, \theta)$  para la fuente de  $^{60}\text{Co}$  y  $^{192}\text{Ir}$ . Fuente [13]



#### **6.14. Caja de Reconstrucción**

La caja de Reconstrucción es un importante accesorio para la obtención de las imágenes en Braquiterapia, consiste en un marco de acrílico con retículos radiopacos incrustados que son visibles en la ortogonal de las radiografías. Este implante puede ser fácilmente reconstruido en un espacio 3D con el Sistema de Planificación de Tratamiento.

Existen 2 tipos de caja de reconstrucción una que se implementara al TPS SagiPlan y la otra que es propia del equipo. La idea de ello viene a que la caja de reconstrucción del SagiPlan es un poco más ancha que la que utilizaba el otro equipo con la iniciativa de que se brindara tratamiento a personas que contengan un volumen mayor de masa corporal.

La ilustración 12 presenta la caja de reconstrucción Nucleotron que utiliza el método de reconstrucción semiortogonal, este método permite el uso de la unidad de rayos X no isocéntrica móvil para tomar las dos radiografías (AP, LAT) de reconstrucción. La información de configuración será determinada por el programa a partir de las imágenes en las radiografías.

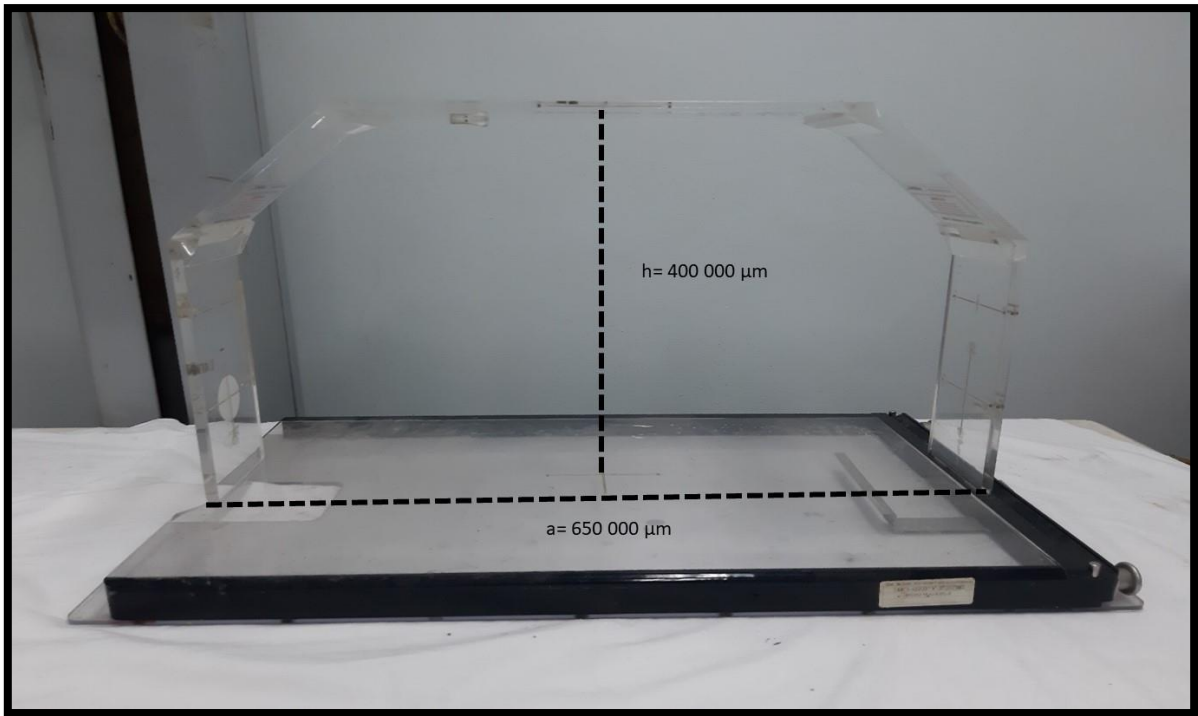


Ilustración 12. Caja de Reconstrucción Nucleotron. Fuente propia (tomado en el Centro Nacional de Radioterapia).

La ilustración 13 muestra el posicionamiento de la caja de reconstrucción en una vista Ap incrustada en la paciente.



Ilustración 13. Caja de Reconstrucción, posición AP. Fuente propia (tomado en el Centro Nacional de Radioterapia).

La ilustración 14 muestra el posicionamiento de la caja de reconstrucción en una vista LAT incrustada en la paciente.



Ilustración 14. Caja de Reconstrucción, posición LAT. Fuente propia (tomado en el Centro Nacional de Radioterapia).

### **6.15. Sistema operativo de la Hoja Excel para el Planificador SAGIPLAN 2,0 BEBIG**

El sistema de operación del Programa que se utiliza para poder hacer uso de la hoja Excel para el cálculo de la dosis a un punto de prescripción fue proporcionado por uno de los expertos que realizó una visita al Centro Nacional de Radioterapia Nora-Astorga, el cual una vez ya instalado en el computador se procedió a añadir cada comando teniendo presente el modelo de la Fuente que se utiliza en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis en el CNR el cual es modelo Co0.A86 (E&Z BEBIG).

Esta hoja Excel contiene además de los datos generales de la fuente que se está utilizando, los datos del paciente y las dosis calculadas por el TPS, para que de esta forma se conozca cual es la diferencia entre ambas dosis calculadas ya multiplicada por el Factor de Atenuación (0.987).

Siendo las posiciones [X, Y y Z (cm)] y el tiempo de parada de la Fuente. Se realiza un volcado de datos en el cual los valores de las posiciones, coordenadas y tiempo del TPS son exportados a esta hoja Excel y de esta forma se lleva acabo dicho cálculo.

La ilustración 15 muestra el esquema de la hoja Excel utilizada para la verificación de los cálculos de la dosis en Excel y por el TPS.

Para la validación de la hoja Excel, los expertos que llegaron al Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”, ellos insertaron la hoja Excel al TPS y realizaron pruebas de comparación entre las calculadas y las que proporcionaba esta hoja Excel, teniendo una diferencia de 0.1 % , lo cual está dentro de la tolerancia del 5%.

### CÁLCULO DE DOSIS EN IMPLANTES HDR (Verificación del cálculo realizado con el planificador SagiPlan de BEBIG)

**DATOS DEL PACIENTE:** Nombre y Apellidos: **Lesbia Zamora Zabala** ID: **24416\_Fx1** Localización: **Cervix**

**DATOS DE LA FUENTE:** TKRA = **21910.0** U (μGy/h a 1 metro en aire) **cambiado a Co**  
 Fecha y hora (CET) calibración: **24-1-18 0:00** (dd-mm-aa hh:mm) **cambiado a Co**  
 Código:

**PUNTO DE CÁLCULO:** **P1** X<sub>p</sub>= **-2.00** cm  
 (ID) Y<sub>p</sub>= **0.00** cm **Coordenadas (x,y,z) del punto de cálculo**  
 Z<sub>p</sub>= **-2.00** cm

**FECHA Y HORA (CET) DE CÁLCULO:** **13-11-18 17:25** (dd-mm-aa hh:mm)  
 TKRA (a fecha de cálculo) = **19711.4** U (μGy/h a 1 metro en aire)

**DOSIS CALCULADA PLANIFICADOR:** **696.00** cGy (en el pto. de cálculo indicado)  
**DOSIS CALCULADA HOJA EXCEL:** **696.93** cGy (en el pto. de cálculo indicado) **0.1 % diferencia** Ya multiplicada por el factor de atenuación del titanio. Si el aplicador no

**Lic. Luis Santamaria** **Dr. Pinell**

**Posiciones (x,y,z) y tiempo de parada de la fuente:**

Aplicador n°	Posición n°	x (cm)	y (cm)	z (cm)	tiempo (s)
	1	0.02	0.43	-3.65	44.79
	2	0.01	0.32	-3.16	58.97
	3	0.01	0.22	-2.87	70.16
	4	0.01	0.15	-2.17	73.90
	5	0.00	0.08	-1.68	79.12
	6	0.00	0.04	-1.18	78.37
	7	0.00	0.02	-0.88	76.13
	8	0.00	0.00	-0.18	88.67
	9	0.00	-0.01	0.32	59.71

Activar Windows  
Ve a Configuración para activar Windows.

Ilustración 15. Hoja Excel para el cálculo de dosis en implantes HDR (verificación del cálculo realizado con el planificador SagiPlan de BEBIG).

## **7. HIPÓTESIS**

En el Sistema de Planificación de Tratamiento en Braquiterapia HDR es posible verificar la dosis haciendo uso de una muestra de Pacientes Braquiterapia, siguiendo las condiciones del Formalismo del TG-43U1 para el cálculo de la Dosis que garantice la calidad en la entrega de la Dosis al punto de prescripción.

## **8. DISEÑO METODOLÓGICO**

### **8.1. Tipo de Estudio**

El trabajo investigativo está enfocado en un estudio cuantitativo, caracterizándose en probar hipótesis haciendo uso de análisis estadístico. Según el diseño metodológico el tipo de estudio es analítico siendo la finalidad del trabajo evaluar una relación causal entre un factor de riesgo y un efecto debido a la acreditación clínica del Sistema de Planificación de Tratamiento con algoritmo de cálculo del TG-43 en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis; de acuerdo al método de estudio es observacional porque el investigador desarrolla la medición y efectúa observación de manera analítica, y experimental ya que se asigna un factor de estudio que se logra controlar a lo largo del trabajo investigativo buscando una relación causa-efecto que permita evaluar de manera estadística el cálculo de la Dosis manualmente basado en el formalismo del TG-43 a través de hojas electrónicas en Excel del área de estudio; conforme a la secuencia temporal su corte es longitudinal ya que estudia las variables a lo largo de un periodo de tiempo que varía según las características determinantes del problema en la relación causa-efecto.

### **8.2. Universo de Estudio**

Para lograr la Puesta en servicio clínico del Sistema de Planificación de Tratamiento con algoritmo de cálculo del TG-43 en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis, se tomará como universo el área de Braquiterapia, siendo la población en estudio el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”, ya que es el único Centro que brinda este tipo de servicio Intracavitario Ginecológico y la muestra serán los pacientes que llegan al Centro a someterse ha dicho tratamiento.



## 9. ANÁLISIS DE RESULTADOS

El control de calidad de los TPS es fundamental para la buena práctica en la entrega de la dosis en el tratamiento de Braquiterapia Intracavitaria Ginecológica, teniendo presente las recomendaciones del protocolo TG-43U1 basándose en la medida y el cálculo de la distribución de la dosis alrededor de la fuente radiactiva, la cual es considerada de simetría cilíndrica. La distribución de la dosis puede ser descrita en dos dimensiones en términos de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente, donde  $r$  es la distancia al punto de interés y  $\theta$  es el ángulo con respecto a lo largo de la fuente, como se muestra en la ilustración 1.

A continuación, se muestran los resultados de las medidas realizadas en este trabajo para poder llegar a los valores de las dosis para cada punto de prescripción:

Tabla 1. Datos en función de  $r$  (cm) en comparación de las dosis calculadas relacionadas con un dial del plano cartesiano.

Eje Y (cm)	r (cm)						
	3.00	3.00	3.04	3.09	3.16	3.61	4.24
	2.00	2.00	2.06	2.14	2.24	2.83	3.61
	1.00	1.00	1.12	1.25	1.41	2.24	3.16
	0.75	0.75	0.90	1.06	1.25	2.14	3.09
	0.50	0.50	0.71	0.90	1.12	2.06	3.04
	0.00	0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
Eje Z (cm)							

Para obtener los datos de  $r$  (cm), se tomó los valores del eje Y (cm) y del eje Z (cm), haciendo uso de la ecuación 9, teniendo como resultado los valores mostrados en la Tabla 1.

$$r (cm) = \sqrt{Y^2 + Z^2} \quad Ec. 9$$

Tabla 2. Datos en función de  $\theta$  ( $^{\circ}$ ) en comparación de las dosis calculadas relacionadas con un dial del plano cartesiano.

Eje Y (cm)	$\theta$ ( $^{\circ}$ )						
	3.00	90	81	76	72	56	45
	2.00	90	76	69	63	45	34
	1.00	90	63	45	45	27	18
	0.75	90	56	45	37	21	14
	0.50	90	45	34	27	14	9
	0.00		0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje Z (cm)</b>							

La Tabla 2, presenta los valores de  $\theta$  ( $^{\circ}$ ), realizados con la ecuación 10. En Tabla 1 y 2 para la realización de sus cálculos se tomó en cuenta la comparación del plano cartesiano, ejemplo de ello el diagrama que presenta la ilustración 1.

$$\theta (^{\circ}) = \tan^{-1} \left( \frac{Y}{Z} \right) \quad \text{Ec. 10}$$

### 9.1. Función Dosis Radial

La Función Dosis Radial, considera a lo largo del eje transversal los efectos de Absorción y de Dispersión en la capsula y en el medio.

Tabla 3. Valores de los cálculos de la Interpolación Manual en la Función de la Dosis Radial.

Eje Y (cm)	g(r)						
	3.00	0.9680	0.9673	0.9665	0.9654	0.9583	0.9481
	2.00	0.9840	0.9830	0.9818	0.9802	0.9707	0.9583
	1.00	1.0000	0.9981	0.9960	0.9934	0.9802	0.9654
	0.75	1.0150	1.0023	0.9889	0.9960	0.9318	0.9665
	0.50	1.0360	1.0360	1.0023	0.9981	0.9830	0.9673
	0.00		1.0360	1.0150	1.0000	0.9840	0.9680
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje Z (cm)</b>							

Para la realización de la interpolación manual en el cálculo de la Función Dosis Radial, se sugiere la interpolación lineal, la cual se hace uso de la ecuación 11.

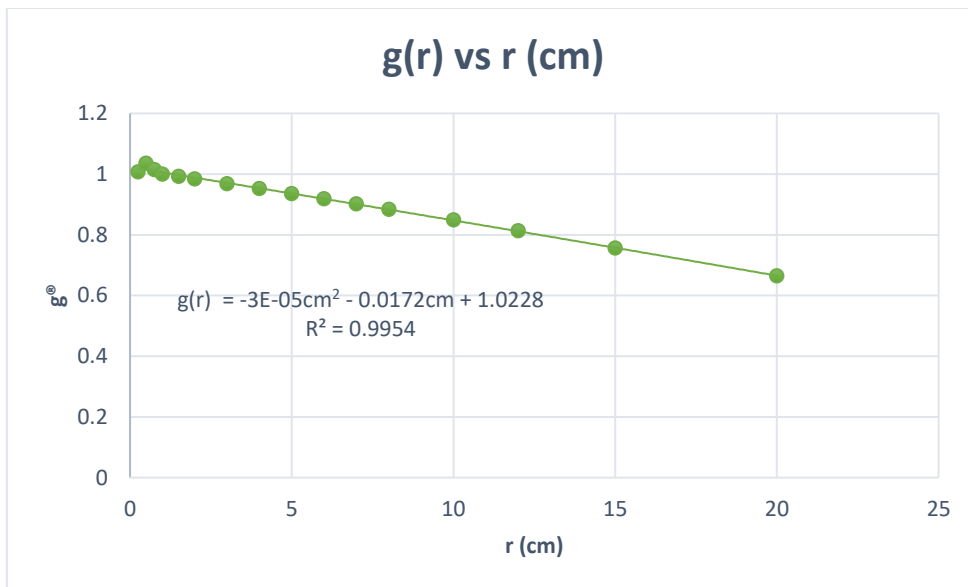
$$g(r) = g(r_1) + (r - r_1) \left[ \frac{g(r_2) - g(r_1)}{r_2 - r_1} \right] \quad Ec. 11$$

Tabla 4. Valores de los r (cm) con su respectivo valore de g(r).[4]

r(cm)	g(r)
0.25	1.007
0.5	1.0360
0.75	1.015
1	1.0000
1.5	0.9920
2	0.984
3	0.968
4	0.952
5	0.936
6	0.919
7	0.902
8	0.8840
10	0.849
12	0.8130
15	0.756
20	0.665

La tabla 4 muestra los valores de las distancias con su respectivo valor de la Función Radial, los cuales se insertan en la ecuación 11 y r son los datos que se calcularon en la tabla 2 para cada punto.

Grafica 1. Función Dosis Radial  $g(r)$  versus  $r$  (cm).



La gráfica 1 presenta el comportamiento de la Función Dosis Radial  $g(r)$  respecto a  $r$  (cm), teniendo una tendencia decreciente mientras que la variable de la ordenada que en este caso se encuentra en ella  $g(r)$  disminuye la variable de la abscisa  $r$  (cm) aumenta, siendo una gráfica polinómica de orden 2, la cual muestra la ecuación que la rige con su respectivo  $R^2$ .

Tabla 5. Datos del cálculo de la Expresión Analítica en la Función Dosis Radial.

	<b><math>g(r)</math></b>						
	<b>Eje Y (cm)</b>	3.00	0.9709	0.9702	0.9693	0.9681	0.9604
2.00		0.9882	0.9872	0.9859	0.9842	0.9739	0.9604
1.00		1.0056	1.0035	1.0013	0.9984	0.9842	0.9681
0.75		1.0099	1.0073	1.0045	1.0013	0.9859	0.9693
0.50		1.0142	1.0106	1.0073	1.0035	0.9872	0.9702
0.00		1.0228	1.0142	1.0099	1.0056	0.9883	0.9709
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
	<b>Eje Z (cm)</b>						

En el cálculo de la expresión analítica en la Función Dosis Radial, se hace uso de la ecuación que se rige la gráfica 1,  $g(r) = -0.00003[r \text{ (cm)}]^2 - 0.0172(r) + 1.0228$ , tomando como  $r \text{ (cm)}$  cada uno de los valores calculados que se encuentran en la Tabla 1.

## 9.2. Función Anisotrópica

En la Función Anisotrópica  $[F(r, \theta)]$ , los efectos de dispersión y de absorción en la capsula y en el medio, en todas las direcciones son considerados por ella.

Tabla 6. Valores de los cálculos de la Interpolación Bilineal en la Función Anisotrópica  $[F(r, \theta)]$ .

		F (r, $\theta$ )					
		3.00	1.000	1.000	1.000	1.000	0.998
<b>Eje Y (cm)</b>	2.00	1.000	1.000	0.999	0.999	0.997	0.994
	1.00	1.000	0.999	0.997	0.997	0.990	0.982
	0.75	1.000	0.998	0.997	0.995	0.985	0.977
	0.50	1.000	0.997	0.994	0.990	0.977	0.969
	0.00	1.000	0.939	0.966	0.945	0.947	0.945
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
	<b>Eje Z (cm)</b>						

Para poder llegar a obtener los valores de la Interpolación Bilineal en la Función Anisotrópica se sugiere la ecuación 12, pero antes de aplicarla se trabajan aparte con la ecuación 13 que es para  $F_1$  y la ecuación 14 que es para  $F_2$ , una vez ya obtenido ello, los valores que toma como  $r \text{ (cm)}$  son los de la Tabla 1, y los valores de  $\theta \text{ (}^\circ\text{)}$  son los que concierne a la Tabla 2; y se hace uso de los valores de la tabla 7 para los  $F(r_i, \theta_i)$  que se insertan para el cálculo de la interpolación bilineal junto a los valores que se encuentran tabulados en el anexo 1, los cuales se obtuvieron de la siguiente manera:

Tabla 7. Valores de  $F_1$ ,  $F_2$  y  $F$  para la Función de Anisotropía.

$r=$	0.71	$r_1=$	1	$r_2=$	2		
$\theta=$	45	$\theta_1=$	40	$\theta_2=$	50		
$F(r_1, \theta_1)=$	0.996	$F(r_1, \theta_2)=$	0.998	$F(r_2, \theta_1)=$	0.996	$F(r_2, \theta_2)=$	0.998
$F_1=$	0.997	$F_2=$	0.997	$F=$	0.9970		

Solo para el caso del Eje Z en 0 cm se realizó una interpolación lineal simple ya que son puntos con una de las coordenadas (radial o angular) los cuales se obtuvieron de la siguiente manera:

Tabla 8. Valores de Interpolación Lineal Simple para los Z con 0 cm.

$x=$	3.01	$x_1=$	3	$x_2=$	4		
		$F(x_1)=$	1	$F(x_2)=$	1	$F(x)=$	1.0000

$$F = F_1 + (r - r_1) \left[ \frac{F_2 - F_1}{r_2 - r_1} \right] \quad \text{Ec. 12}$$

$$F_1 = F(r_1, \theta_1) + (\theta - \theta_1) \left[ \frac{F(r_1, \theta_2) - F(r_1, \theta_1)}{\theta_2 - \theta_1} \right] \quad \text{Ec. 13}$$

$$F_2 = F(r_2, \theta_1) + (\theta - \theta_1) \left[ \frac{F(r_2, \theta_2) - F(r_2, \theta_1)}{\theta_2 - \theta_1} \right] \quad \text{Ec. 14}$$

### 9.3. Función Geométrica

Los efectos de la distribución del material radiactivo dentro de la capsula son considerados mediante el Factor Geométrico, como también mejora la exactitud de la estimación de la tasa de dosis realizada por interpolación a partir de los datos tabulados en puntos discretos. Al mismo tiempo esta Función ignora la dispersión y la atenuación de fotones.

Tabla 9. Datos de los cálculos de la Función Geométrica  $[G(r,\theta)]$ .

Eje y (cm)	$[G(r,\theta)]$						
	3.00	0.111	0.108	0.104	0.100	0.077	0.056
	2.00	0.249	0.235	0.219	0.200	0.125	0.077
	1.00	0.990	0.799	0.642	0.503	0.201	0.100
	0.75	1.747	1.234	0.897	0.647	0.220	0.105
	0.50	3.848	2.039	1.258	0.815	0.237	0.109
	0.00		4.558	1.880	1.032	0.252	0.111
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
Eje Z (cm)							

A lo que concierne a la obtención de los valores de la Función Geométrica, primeramente, se procedió a realizar el cálculo de  $\beta$  haciendo uso de la ecuación 16, en el cual toma L el valor de 0.35 cm; este valor de la longitud es dado por la descripción del modelo Co0.A86 (E&Z BEBIG).

Los valores de  $\beta$  se obtiene de la siguiente manera:

$r(\text{cm}) =$	3.04
$\theta(^{\circ}) =$	9
$L(\text{cm}) =$	0.35
$y =$	0.5
$z =$	3
$\beta =$	0.018
$G(r,\theta) =$	0.109

Una vez ya obtenido el valor de  $\beta$  para cada valor de Y y Z, con la ecuación 16 se procede a realizar cada calculo para que de esta manera se obtengan los valores de la Función Geométrica, los cuales se encuentran tabulados en la Tabla 9.

$$\beta = \tan^{-1} \left[ \frac{\frac{L}{2} + Z}{Y} \right] - \tan^{-1} \left[ \frac{Z - \frac{L}{2}}{Y} \right] \quad Ec. 15$$

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{L \times Y} \quad Ec. 16$$

Teniendo en cuenta  $G(r_0, \theta_0)$  para poder realizar el cálculo de la dosis, este término se calcula con la ecuación 17, siendo su valor 0.9900.

$$G(r_0, \theta_0) = \frac{2 \tan^{-1} \frac{L}{2}}{L} \quad Ec. 17$$

Se realizó el cálculo de la dosis para el Comisionamiento del 27/03/18 y las dos verificaciones una de ella el 03/07/19 y la otra el 11/07/19 las cuales se mostrarán a continuación:

#### 9.4. Dosis para el Comisionamiento del 27/03/18.

Tabla 10. Valores de los cálculos de las Dosis para el Comisionamiento realizado el día 27/03/18.

	Dosis (Gy)						
	<b>Eje y (cm)</b>	3.00	0.14	0.14	0.13	0.13	0.10
2.00		0.32	0.30	0.28	0.26	0.16	0.10
1.00		1.30	1.05	0.84	0.65	0.26	0.12
0.75		2.33	1.62	1.16	0.84	0.27	0.13
0.50		5.23	2.76	1.65	1.06	0.30	0.13
0.00			5.82	2.42	1.28	0.31	0.13
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
		<b>Eje z (cm)</b>					



Tomando en cuenta el formalismo de la AAPM TG-43U1, se hace uso de la ecuación 1 para el cálculo de la dosis contenida en ella el rendimiento de Kerma en aire de la fuente el cual se tomó como referencia del trabajo realizado de la puesta en servicio clínico de la unidad de braquiterapia de alta tasa de dosis con una fuente de  $^{60}\text{Co}$  SagiNova; en el Centro Nacional de Radioterapia Nora Astorga en el periodo de marzo-abril 2018; el cual se encuentra en el capítulo IV, en la página 65 del documento. Este valor va cambiando de acuerdo a la fecha que se realizó el Comisionamiento y las dos verificaciones ya que se debe al decaimiento de la fuente como lo muestra la tabla 10 para el Comisionamiento, la constante de la tasa de dosis en agua, el Factor Geométrico, la Función Radial de la Dosis y la Función Anisotrópica.

Los cálculos de las dosis se realizaron a una prescribiendo a 1 Gy para un tiempo de 20 s; esto para el Comisionamiento y las 2 verificaciones y siendo el valor de la constante de la tasa de dosis en agua de 1.092.

Tabla 11. Datos generales del TPS en los Planos XY, Y; YZ, Z el 27/03/2018.

AK strength	21.91	[mGy m <sup>2</sup> /h]
Datos, hora de calibración	24/1/18 17:00	
Datos	27/3/18 15:15 pm	
AK strength	21422	[cGy/h cm <sup>2</sup> ]
<b>Dosis de prescripción</b>	100	[cGy]
<b>Tiempo</b>	20	[S]

Para poder determinar el valor de del kerma en aire a la fecha que se realizó el Comisionamiento el 27 de marzo del 2018, se hace uso de la ecuación de decaimiento de la fuente para obtener el valor de  $S_K$  a la fecha del Comisionamiento teniendo en cuenta los siguientes para metros:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad \text{Ec. 18}$$

Donde la Actividad inicial es de 2191 cGy/h cm<sup>2</sup>, y el de la constante de  $\lambda$  es de 0.000361033 y t es el tiempo que transcurre de la calibración al tiempo del Comisionamiento el cual es de 62.41; sustituyendo en la ecuación 18 tenemos que:

$$A = 2191000 \text{ Gy}/\text{hcm}^2 e^{(-0.000361033)(62.41)}$$

$$A = 21422 \text{ cGy}/\text{hcm}^2$$

Obteniendo de esta manera el valor del  $S_K$  para la fecha del Comisionamiento, el cual se aprecia en la tabla 11.

Tabla 12. Valores de los cálculos de las Dosis multiplicado por el Factor de Atenuación.

	Dosis (Gy)						
	<b>Eje X (cm)</b>	3.00	0.14	0.14	0.13	0.13	0.10
2.00		0.32	0.30	0.28	0.25	0.16	0.10
1.00		1.28	1.03	0.83	0.65	0.25	0.12
0.75		2.30	1.60	1.15	0.83	0.26	0.13
0.50		5.17	2.73	1.62	1.04	0.30	0.13
0.00			5.75	2.39	1.26	0.30	0.13
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
		<b>Eje Y (cm)</b>					

El Formalismo del TG-43U1 para la realización del cálculo de la dosis no toma en cuenta los Factores de Atenuación de los aplicadores, sino lo hace como si todo el medio homogéneo es agua. El TPS SAGIPLAN 2,0 contiene 3 tipos de Factores de Atenuación, en este caso se utiliza el de titanio que es de 0.987.

La Tabla 12 presenta la multiplicación de las dosis en la Tabla 11 por el Factor de Atenuación que es 0.987; y en ella se puede apreciar la disminución de la dosis en unos puntos y esto se debe a que no toma en cuenta dicho factor.

Tabla 13. Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, para el Comisionamiento 27/03/18.

<b>Eje X (cm)</b>	<b>Dosis (Gy)</b>						
	3.00	0.14	0.14	0.13	0.13	0.10	0.07
	2.00	0.32	0.30	0.28	0.26	0.16	0.10
	1.00	1.30	1.04	0.83	0.65	0.26	0.13
	0.75	2.32	1.60	1.16	0.83	0.28	0.13
	0.50	5.19	2.61	1.60	1.04	0.30	0.14
	0.00		5.79	2.32	1.30	0.32	0.14
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje Y (cm)</b>							

La tabla 13 muestra los valores de la dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el Comisionamiento realizado el 27 de marzo del 2018 en el plano XY en la aplicación Y.

Tabla 14. Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, para el Comisionamiento 27/03/18.

<b>Eje X (cm)</b>	<b>Dosis (Gy)</b>						
	3.00	0.14	0.14	0.13	0.13	0.10	0.07
	2.00	0.33	0.31	0.26	0.26	0.16	0.10
	1.00	1.33	1.06	0.85	0.66	0.26	0.12
	0.75	2.40	1.66	1.19	0.85	0.28	0.13
	0.50	5.47	2.77	1.66	1.06	0.30	0.13
	0.00		5.82	2.37	1.28	0.31	0.13
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje Y (cm)</b>							

La tabla 14 muestra los valores de la dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el Comisionamiento realizado el 27 de marzo del 2018 en el plano YZ en la aplicación Z.

Se efectuó la comparación de cálculos de la dosis realizado manualmente haciendo uso de las hojas Excel y las dosis calculadas que brinda el TPS SagiPlan, se evaluó el error relativo porcentual para cada punto de prescripción con sus respectivas coordenadas a las cuales fueron prescritas a una misma dosis de 1 Gy, tomado como valor teórico o verdadero el del TPS y el experimental o medido el calculado por la hoja Excel; realizándolo de la siguiente manera:

$$\varepsilon \% = \frac{|V_{Teórico} - V_{Experimental}|}{V_{Teórico}} \times 100\% \quad \text{Ec. 19}$$

Valores que se muestran en la tabla 15 y 16 para cada plano en dicha aplicación.

Tabla 15. Datos de los errores relativos porcentuales ( $\varepsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, para el Comisionamiento 27/03/18.

		$\varepsilon \%$					
<b>Eje Y (cm)</b>	3.00	0.75	2.04	1.51	2.51	3.27	0.73
	2.00	0.51	1.09	0.80	1.08	0.74	3.69
	1.00	0.75	0.36	0.37	0.61	1.46	4.21
	0.75	1.21	0.53	0.77	0.22	11.57	0.17
	0.50	1.42	3.16	0.34	0.25	6.76	4.63
	0.00		6.04	0.83	3.78	3.69	4.37
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
	<b>Eje X (cm)</b>						

Tabla 16. Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon$  %) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, para el Comisionamiento 27/03/18.

Eje y (cm)	$\epsilon$ %						
	3.00	0.75	2.04	1.51	2.51	3.27	0.73
	2.00	2.53	2.17	2.68	1.08	0.74	3.69
	1.00	2.28	1.30	1.54	0.91	1.46	3.77
	0.75	3.01	2.33	2.44	0.96	5.25	0.17
	0.50	4.33	0.19	0.87	0.25	0.36	2.70
	0.00		0.02	2.11	0.02	0.59	2.99
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje Z (cm)</b>							

### 9.5. Dosis para los puntos calculados en t (s) para la verificación del 03/07/19.

Para calcular la dosis en la verificación del 3 de julio del 2019 se utilizó la misma ecuación 1 con el detalle de que su valor de AK strength cambia por el decaimiento de la fuente a la fecha en la que se procedió a realizar la verificación, se prescribió a 1 Gy y con los mismos 20 s de tiempo, cuyos valores generales que se utilizaron lo muestra la tabla 17.

Tabla 17. Datos generales del TPS para la verificación en los Planos XY, Y el 03/07/2019.

AK strength	21.91	[mGy m <sup>2</sup> /h]
Datos, hora de calibración	24/1/18 17:00	
Datos	03/07/19 11:30 am	
AK strength	18124	[cGy/h cm <sup>2</sup> ]
<b>Dosis de prescripción</b>	100	[cGy]
<b>Tiempo</b>	20	[S]

Haciendo uso de la ecuación 18 se realizó el cálculo del  $S_k$ , para la verificación en la fecha del 3 de julio del 2019 obteniendo lo siguiente:

$$A = 2191000 \text{ Gy/hcm}^2 e^{(-0.000361033)(533.1)}$$

$$A = 18124 \text{ cGy/hcm}^2$$

Valor mostrado en la tabla 17 para la verificación del 3 de julio del 2019.

Tabla 18. Valores de los cálculos de las Dosis para los puntos calculados en la verificación del 03/07/19 en el plano XY, Y.

	Dosis (Gy)						
	<b>Eje X (cm)</b>	3.00	0.12	0.12	0.11	0.11	0.08
	2.00	0.27	0.26	0.24	0.22	0.13	0.08
	1.00	1.10	0.89	0.71	0.55	0.22	0.11
	0.75	1.97	1.37	0.98	0.71	0.22	0.11
	0.50	4.43	2.34	1.39	0.89	0.25	0.11
	0.00		4.93	2.05	1.08	0.26	0.11
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
	<b>Eje Y (cm)</b>						

La tabla 18 contiene los valores de las dosis calculadas manualmente con las hojas Excel teniendo presente los valores mostrados en la tabla 17 para su verificación.

Tabla 19. Valores de los cálculos de las Dosis para los puntos calculados multiplicados por el Factor de Atenuación en la verificación de 03/07/19 en el plano XY, Y.

<b>Eje X (cm)</b>	<b>Dosis (Gy)</b>						
	3.00	0.12	0.11	0.11	0.11	0.08	0.06
	2.00	0.27	0.25	0.24	0.21	0.13	0.08
	1.00	1.09	0.87	0.70	0.55	0.21	0.10
	0.75	1.94	1.35	0.97	0.70	0.22	0.11
	0.50	4.37	2.31	1.37	0.88	0.25	0.11
	0.00		4.86	2.02	1.07	0.26	0.11
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje Y (cm)</b>							

La tabla 19 muestra los valores de las dosis para cada punto de prescripción, pero multiplicado por el factor de corrección cuyo valor es de 0.987.

Tabla 20. Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, en la verificación del 03/07/19.

<b>Eje x (cm)</b>	<b>Dosis (Gy)</b>						
	3.00	0.12	0.12	0.11	0.11	0.08	0.06
	2.00	0.27	0.26	0.24	0.22	0.13	0.08
	1.00	1.10	0.88	0.70	0.55	0.22	0.11
	0.75	1.96	1.36	0.98	0.70	0.24	0.11
	0.50	4.40	2.21	1.36	0.88	0.26	0.12
	0.00		4.40	1.96	1.10	0.27	0.12
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje y (cm)</b>							

La tabla 20 muestra los datos de las dosis brindadas por el TPS SagiPlan para cada coordenada en sus ejes descritas con las mismas condiciones mencionadas anteriormente.

Tabla 21. Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, para la verificación del 03/07/19.

Eje x (cm)	$\epsilon \%$						
	3.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	2.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	1.00	0.00	1.12	1.41	0.00	0.00	0.00
	0.75	0.51	0.73	0.00	1.41	9.09	0.00
	0.50	0.68	5.56	2.16	2.33	4.00	9.09
	0.00		10.75	4.39	1.85	3.85	9.09
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje y (cm)</b>							

La tabla 21 contiene los errores relativos porcentuales de las dosis calculadas manualmente por el Excel y las brindadas por el TPS SagiPlan para la verificación realizada en 3 de marzo del 2019 para las coordenadas en el plano XY en la aplicación Y, haciendo uso de la ecuación 18.

#### 9.6. Dosis para los puntos calculados en t (s) para la verificación del 11/07/19.

Para obtener los valores de los cálculos de las dosis en la verificación del 11 de julio del 2019 se utilizó la misma ecuación 1 con el detalle de que su valor de AK strength cambia por el decaimiento de la fuente a la fecha en la que se procedió a realizar la verificación, se prescribió a 1 Gy y con los mismos 20 s de tiempo, cuyos valores generales que se utilizaron lo muestra la tabla 22.

Tabla 22. Datos generales del TPS para la verificación en los Planos YZ, Z el 11/07/2019.

AK strength	21.91	[mGy m <sup>2</sup> /h]
Datos, hora de calibración	24/1/18 17:00	
Datos	11/07/19 16:59 pm	
AK strength	18072	[cGy/h cm <sup>2</sup> ]
<b>Dosis de prescripción</b>	100	[cGy]
<b>Tiempo</b>	20	[S]



Siguiendo la ecuación 18 se realizó el cálculo del  $S_k$ , para la verificación en la fecha del 11 de julio del 2019 obteniendo lo siguiente:

$$A = 2191000 \text{ Gy/hcm}^2 e^{(-0.000361033)(533.1)}$$

$$A = 18072 \text{ cGy/hcm}^2$$

Valores que se aprecia en la tabla 22.

Tabla 23. Valores de los cálculos de las Dosis para la verificación del 11/07/19 en el plano YZ, Z.

	Dosis (Gy)						
	<b>Eje y (cm)</b>	3.00	0.12	0.12	0.11	0.11	0.08
	2.00	0.27	0.26	0.24	0.22	0.13	0.08
	1.00	1.10	0.88	0.71	0.55	0.22	0.11
	0.75	1.97	1.37	0.98	0.71	0.24	0.11
	0.50	4.42	2.33	1.39	0.89	0.25	0.11
	0.00		4.92	2.04	1.08	0.26	0.11
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
	<b>Eje z (cm)</b>						

La tabla 23 contiene los valores de las dosis calculadas manualmente con las hojas Excel teniendo presente los valores mostrados en la tabla 22 para su verificación.

Tabla 24. Valores de los cálculos de las Dosis multiplicado por el Factor de Atenuación en la verificación de 11/07/19 en el plano YZ, Z.

Eje y (cm)	Dosis (Gy)						
	3.00	0.12	0.11	0.11	0.11	0.08	0.06
	2.00	0.27	0.25	0.24	0.21	0.13	0.08
	1.00	1.08	0.87	0.70	0.55	0.21	0.10
	0.75	1.94	1.35	0.97	0.70	0.23	0.11
	0.50	4.36	2.30	1.37	0.88	0.25	0.11
	0.00		4.85	2.02	1.07	0.26	0.11
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje z (cm)</b>							

La tabla 24 muestra los valores de las dosis para cada punto de prescripción, pero multiplicado por el factor de corrección cuyo valor es de 0.987.

Tabla 25. Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, en la verificación del 11/07/19.

Eje y (cm)	Dosis (Gy)						
	3.00	0.12	0.12	0.11	0.11	0.08	0.06
	2.00	0.27	0.26	0.24	0.22	0.13	0.08
	1.00	1.10	0.88	0.70	0.55	0.22	0.11
	0.75	1.96	1.35	0.98	0.70	0.26	0.11
	0.50	4.38	2.20	1.35	0.88	0.24	0.12
	0.00		4.38	1.96	1.10	0.27	0.12
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje z (cm)</b>							

La tabla 25 muestra los datos de las dosis brindadas por el TPS SagiPlan para cada coordenada en el plano YZ en la aplicación Z en su verificación del 11 de julio del 2019.

Tabla 26. Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, para la verificación del 11/07/19.

	$\epsilon \%$						
	<b>Eje y (cm)</b>	3.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2.00		0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
1.00		0.00	0.00	1.41	0.00	0.00	0.00
0.75		0.51	1.46	0.00	1.41	8.33	0.00
0.50		0.90	5.58	2.88	1.12	4.00	9.09
0.00			10.98	3.92	1.85	3.85	9.09
		0.00	0.50	0.75	1.00	2.00	3.00
<b>Eje z (cm)</b>							

La tabla 26 contiene los errores relativos porcentuales de las dosis calculadas manualmente por el Excel y las brindadas por el TPS SagiPlan para la verificación realizada en 11 de marzo del 2019 para las coordenadas en el plano YZ en la aplicación Z, haciendo uso de la ecuación 18.

**9.7. Cálculos de incertidumbres asociados a los valores de la dosis con respecto a la Función Radial, Función Anisotrópica, Función Geométrica determinados experimentalmente para el calculo de la dosis en los puntos de prescripciones.**

De acuerdo con las definiciones actuales, incertidumbre es un dato asociado al resultado de una medida, que caracteriza la dispersión de los valores que pueden atribuirse razonablemente al mensurando. La aplicación de todas las correcciones conocidas. Los errores no necesitan ninguna corrección adicional y las magnitudes de interés son las incertidumbres.

Las incertidumbres de las medidas se expresan como incertidumbres típicas relativas y la evaluación de las incertidumbres típicas se clasifican en tipo A y tipo B. el método de evaluación de las incertidumbres de tipo A es mediante análisis estadístico de una serie de

observaciones, mientras que el método de evaluación de las de tipo B se basa en métodos distintos al análisis estadístico de una serie de observaciones.

El cálculo de incertidumbre realizado en este trabajo monográfico está basado mediante la propagación de incertidumbre aplicada a cada uno de los parámetros físicos dosimétricos (Factor Geométrico, Función Radial y la Función Anisotrópica). La tabla 27 fue evaluada mediante análisis estadísticos como desviación estándar y evaluación de incertidumbre de tipo A, mediante las ecuaciones 19 y 20.

Tabla 27. Valores de las desviaciones Estándar de las diferentes Funciones.

<b>Elemento</b>	<b>Desviación Estándar</b>
<b><math>G(r, \theta) / G(r_0, \theta_0)</math></b>	<b>7.07 E-3</b>
<b><math>g(r)</math></b>	<b>5.00 E-4</b>
<b><math>F(r, \theta)</math></b>	<b>3.00 E-3</b>

Para realizar la incertidumbre del  $S_K$  se tomó en cuenta los parámetros de  $M_u$ ,  $K_{TP}$ ,  $K_{pol}$  y  $N_k$ ; en donde se les saco la desviación estándar a  $M_u$ , las incertidumbres de tipo A y tipo B al  $K_{TP}$  y  $K_{pol}$ ; y al  $N_k$  la incertidumbre de tipo B; para ello se hizo uso de las ecuaciones 21 y 22 para la incertidumbre combinada la ecuación 23 teniendo un valor de 2,3.

Una vez ya empleada cada parámetro que contiene la dosis con sus respectivas desviaciones estándar, los valores de las dosis para el Comisionamiento y el de las 2 verificaciones tiene asociada un valor de 2.3 respecto a su incertidumbre.

## 9.8. Implementación de la caja de Reconstrucción

Para poder implementar la caja de reconstrucción Nucleotron al TPS SAGIPLAN en casos especiales, en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis, se toman en cuenta los siguientes parámetros que contiene la caja de reconstrucción Nucleotron:

Tabla 28. Características de la Caja de Reconstrucción Nucleotron para la implementación al TPS SAGIPLAN.

Elemento	Medidas en $\mu\text{m}$
Tamaño de la Marca	100 000
Distancia de la Placa LAT	18 500
Distancia de la Placa AP	18 500
Ancho de la Caja	650 000
Altura de la Caja	400 000
Marcadores de Desplazamiento LAT	56 000
Marcadores de Desplazamiento AP	0

Lo que concierne a la Fuente y el detector ambas son iguales no varían porque sus distancias son las mismas. Una vez estando en el programa TPS SAGIPLAN, le pide medir el ancho y la altura de la caja y de esta manera se obtienen los valores de los marcadores de desplazamiento; el material que se usa para su medición es una regla graduada en cm pero esta unidad de medida se convierte a  $\mu\text{m}$  ya que el programa solo reconoce esta unidad de medición y automáticamente de esta forma el programa realiza los cambios correspondientes para implementar dicha caja de reconstrucción.

Es una forma fácil y sencilla poder implementar la caja al TPS SAGIPLAN, pero es de suma importancia al momento que se presente un caso especial refiriéndose a que la masa corporal de la paciente sea mayor y que en este caso no haya ningún impedimento para que ella reciba su tratamiento no limitándose a la que posee el equipo. No se logro obtener ninguna muestra de ella pero esta lista para usarse ya que se hizo pruebas en maniquí para que todo en el

sistema del TPS quedara lista para su operación al presentarse un caso de esta índole a lo que concierne a la masa o el volumen de la paciente.

### 9.9. Dosis calculadas por el planificador y hoja Excel

La Tabla 29, presenta la verificación del cálculo de las dosis calculadas por el planificador y la hoja Excel como se muestra en la ilustración 14, haciendo uso de un aplicador vaginal de tipo Tándem más Cilindro, tomado una muestra de 10 pacientes sometidas a este tratamiento, obteniendo de esta forma la diferencia en porcentaje de las dosis calculadas por ambos sistemas.

Tabla 29. Valores de las dosis (Gy), calculadas por el planificador y hojas Excel con sus diferencias porcentuales para cada paciente.

Nº	Pacientes	Tipo de Aplicador	Dosis calculada por el Planificador (Gy)	Dosis calculada hoja Excel (Gy)	Diferencia %
1	A	Tándem más Cilindro	6.93	6.93	0.00
2	B		6.95	6.94	0.01
3	C		7.02	7.01	0.01
4	D		6.98	6.98	0.00
5	E		6.90	6.88	0.02
6	F		6.89	6.90	0.01
7	G		6.80	6.79	0.01
8	H		6.98	6.97	0.01
9	I		6.97	6.96	0.01
10	J		6.96	6.96	0.00

## 10. DISCUSIÓN

Los cálculos en Braquiterapia dentro de los TPS se basan con frecuencia en interpolaciones de una tabla de tasas de dosis en agua, almacenadas para cada fuente, en las que supone una simetría cilíndrica de las fuentes y del medio en el que se realiza el cálculo que es equivalente en agua, sin modificaciones para las diferentes heterogeneidades y sin tener en cuenta entre fuente o la atenuación del aplicador.

Primeramente, se verificó si este programa cumplía con las recomendaciones del TG-43U1. Para ello se comprobaron los datos físicos instalados para esta fuente de  $^{60}\text{Co}$  modelo Co0.A86. Para el cálculo de dosis en el TPS se prescribió una dosis de 1.00 Gy a un tiempo de parada de 20 segundos. La Actividad al momento de la planificación se realizó en 3 momentos uno ejecutado el 27/03/18 en su Comisionamiento y el 03/07/19 en las coordenadas del plano XY, Y y el 11/07/19 en las coordenadas del plano YZ, Z para su verificación. Para los 3 casos antes mencionados se utilizó el mismo aplicador LLA1400GYNS.

Existen 2 tipos de caja de reconstrucción una que se implementó al TPS SagiPlan y la otra que es propia del equipo. La idea de ello viene a que la caja de reconstrucción del SagiPlan es un poco más ancha que la que utilizaba en el otro equipo, con la iniciativa de que se brindará tratamiento a personas que contengan un volumen mayor de masa corporal. Durante el periodo del trabajo no se presentó ninguna paciente con estos aspectos, es por esta razón que no se muestra una estadística de ella, pero sin embargo si se incorporaron los valores de las dimensiones de la caja de reconstrucción al TPS listo para su aplicación y comprobado con el maniquí.

Se hizo uso de un método analítico para realizar cálculos independientes que verifiquen el cálculo de la tasa de dosis del TPS SAGIPLAN 2,0 y el de las hojas electrónicas en Excel, teniendo presente las recomendaciones del TG-43U1. Tomando en cuenta una muestra de 10 pacientes en Braquiterapia.

Lo que concierne a la Tabla 10, contiene los valores de los cálculos de las dosis para el Comisionamiento realizado el 27/03/18, se verificaron dichos valores y se calculó

nuevamente la tasa de dosis y se multiplico por el factor de atenuación que es de 0,987, datos que se encuentran tabulados en la Tabla 12, donde se aprecia la disminución de la tasa de dosis debido a que cuando se realizó el Comisionamiento no tomaron en cuenta este factor de atenuación del aplicador; así mismo se obtuvieron los valores de la tabla 13 y 14 para las coordenadas del plano XY, Y en su verificación en la fecha 03/07/19 con su respectiva actividad y en las tablas 23 y 24 para las coordenadas en el plano YZ, Z el 11/07/19 teniendo presente su perteneciente actividad. Los resultados en las tablas 15, 16, 21 y 26 de planos aplicados, muestran los errores relativos porcentuales y la tabla 27 muestra las incertidumbres de los diferentes elementos que aportan para el cálculo de las dosis asociadas a cada valor de tasa de dosis por el planificador y las calculadas mediante el TG-43U1.

Para poder realizar la verificación del cálculo de dosis utilizando un aplicador vaginal de tipo Tándem más Cilindro, se tomó una muestra de 10 pacientes las cuales se encuentran sometidas a este tipo de tratamiento.

La tabla 29 muestra en ella las dosis (Gy) calculadas por el planificador y por hoja Excel para cada muestra de paciente que es sometido a este estudio de tratamiento, siendo sus diferencias porcentuales de (0 , 1)%, indicando de esta manera que se encuentran por debajo del 5% lo cual es aceptable para la realización del tratamiento; valores que se encuentran tabulados en dicha tabla, verificando de esta forma que la dosis del TPS SAGIPLAN 2,0 su variación es mínima con respecto a la hoja Excel.

### **10.1. Protocolo de la entrega de la Dosis a los Puntos de Prescripción**

La Braquiterapia es un tipo de radioterapia utilizada para tratar el cáncer de una forma cercana, ese es su propósito y puede ser de baja y alta tasa de dosis. Los criterios básicos de protección radiológica en braquiterapia son relativamente generales. La irradiación externa en braquiterapia puede reducirse mediante los principios básicos de la protección radiológica (tiempo, distancia y blindaje).

El presente documento que se realizó es un protocolo técnico que proporciona a modo de información general al físico médico encargado del área en braquiterapia para que la información presentada sea precisa y completa y que la planificación del tratamiento sea efectiva; y al mismo tiempo el protocolo a seguir en caso de que ocurra un accidente o



incidente ya que actualmente la seguridad para el trabajador y para el paciente es muy importante como la entrega de la dosis a el mismo. Dentro de el se debe seguir una guía de seguridad a lo cual los trabajadores se tienen que acatar para poder realizar un trabajo adecuadamente, para que de esta manera se procure evitar algún contratiempo

Para poder garantizar la calidad en la entrega de la dosis al punto de prescripción en pacientes que utilizan un aplicador de tipo Fletcher más Cilindro y Tándem más Anillo se elabora un Protocolo el cual tiene como importancia que las prescripciones del paciente tengan un criterio evaluador para que la planificación sea satisfactoria y evitar de esta manera errores ya sean aleatorios o sistemáticos a la hora de la planificación. A continuación, se muestra el protocolo:

### **Protocolo de la entrega de la Dosis a los Puntos de Prescripción**

- I. Verificación del Cálculo realizado con el Planificador SAGIPLAN 2,0 BEBIG
  - A. Datos del Paciente
    - Nombres y Apellidos.
    - ID del Paciente (Acompañado con un guion bajo con el número de fracción).
    - Localización del Órgano.
  - II. Datos de la Fuente
    - TKRA (21.91 mGy/h a 1m en aire).
    - Fecha y Hora (CET) Calibración.
    - Código.
  - III. Punto de Cálculo
    - $P_n$ .
    - Coordenadas ( $X_p$ ,  $Y_p$  y  $Z_p$ ) en cm del punto de cálculo.
    - Fecha y Hora (CET) de cálculo.
    - TKRA (a fecha de cálculo U).
  - IV. Dosis Calculada por el Planificador Gy (en el punto de cálculo indicado).
  - V. Dosis Calculada Hoja Excel Gy (en el punto de cálculo indicado).

- VI. Diferencia % de ambas dosis multiplicado por el Factor de Atenuación de Titanio que es 0.987.
- VII. Firma del Físico.
- VIII. Firma del Médico Radioncólogo.
- IX. CHECK LIST de la Inspección Visual y Operacional.

CHECK LIST			
Inspección Visual y Operacional	SI	NO	Observaciones
Verificar la TKRA			
Verificar la Fecha de Tratamiento			
Verificar las Cruces en la Imagen al menos 3			
Verificar que las letras de las Placas estén correctas (PA-Lat)			
Verificar el Código de Aplicadores			
Verificar el Fraccionamiento de Dosis			
Verificar la ID y nombre del Paciente			
Verificar el número de Aplicación			
Visualizar en 3D la Reconstrucción de los Aplicadores			
Visualización de las Isodosis en Absoluto			
Verificar la dosis límite en OARs			
Verificar la dosis mediante cálculos Redundantes			
Si todo está bien Exportar el Plan			
Verificar la Conexión de las Sondas			
Verificar que los Tubos de Transferencias que no se crucen			
Verificar el Código del Plan			
Verificar tiempo Total			
Verificar Tiempo por Aplicador			

La Braquiterapia probablemente sea, si no la mayor, una de las practicas medicas con radiaciones ionizantes que entrañan mayor riesgo radiológico asociado. Para el caso de Braquiterapia de alta tasa los riesgos de los accidentes son los siguientes:

- Planificación de tratamiento y cálculo de dosis.
- Tratamiento impartido a otro paciente.
- Blindaje inadecuado.
- Error en la actividad de la fuente.
- Error en la posición de la fuente.
- Atasco de la fuente.

Lo que concierne a los 5 primeros riesgos se refiere al programa de garantía de la calidad y el último se produce por fallas en el equipo que pueden estar fuera del programa de garantía de la calidad, puede ser de consecuencias graves en un plan de emergencias y simulacros que requiere actuación en el momento para evitar un riesgo de exposición para el paciente y los TOEs.

Un adecuado programa de garantía de calidad reduce significativamente los riesgos en la braquiterapia de alta tasa de dosis, siempre aplicando el criterio de defensa en profundidad.

El que se produzca el atasco de la fuente en un procedimiento en braquiterapia de alta tasa de dosis es un riesgo siempre latente, el cual se puede reducir haciendo revisiones periódicas del estado de los tubos de transferencias, aplicadores y haciendo que el equipo reciba sus mantenimientos preventivos según las recomendaciones del fabricante.

Para reducir las consecuencias en el caso de que se produzca el atasco de fuente es necesario prever la actuación que se debe tener al momento, por ello es necesario tener un plan de emergencia y hacer simulacros.

Se consideran dos situaciones de emergencia posibles en las cuales la fuente no pueda retornar a su posición de seguridad. Por un lado, un fallo en el suministro eléctrico, y por otro, una obstrucción en el camino de regreso de la fuente.

En el primer caso, entraría a funcionar el sistema eléctrico de emergencia independiente, grupo electrógeno o baterías (dependiendo de cada configuración en particular), con lo que la fuente retornaría a su posición y la emergencia quedaría resuelta sin mayor incidencia.

El problema mayor vendría en el caso en que la fuente quedara retenida, no regresando a su lugar de almacenamiento. En este caso, los fabricantes sugieren actuar sobre los distintos botones de emergencia y sobre la palanca de retirada manual.

Ingresar a la sala levantar el Panel de Acceso, girar la manija en la dirección de la flecha, verificar el retorno de la fuente con el monitor de área y detectores de pared. En caso que la fuente no haya retornado el medico radioterapeuta debe ingresar a la sala retirar el aplicador y colocarlo en el contenedor de emergencia, verificar que la fuente este en el contenedor de emergencia mediante monitoreo.

Hay que tener en cuenta que en una situación de emergencia el paciente es prioridad por eso la actuación debe de ser inmediata

Es de acceso a todos los involucrados, establece los requisitos específicos de seguridad Radiológica en la práctica, estandarizar los programas de Protección Radiológica en braquiterapia de alta tasa de dosis, asignar funciones y responsabilidades tanto al titular de la licencia como al personal involucrado en los procedimientos de alta tasa de dosis en braquiterapia, protección Radiológica del paciente y del TOEs.

## 11.CONCLUSIONES

El control de calidad de los TPS es fundamental para la buena práctica en la entrega de las dosis en el tratamiento en Braquiterapia de alta tasa de dosis. De acuerdo con los resultados obtenidos en el presente trabajos la variación de los cálculos de la tasa de dosis respecto al TPS SAGIPLAN 2,0 para una fuente de  $^{60}\text{Co}$  y las realizadas por las hojas electrónicas en Excel teniendo en cuenta las indicaciones del TG-43U1 no se encontraron desviaciones mayores del 5% como lo muestra el acápite de discusión y lo corrobora los valores obtenidos en las diferentes tablas mostradas anteriormente, indicando de esta manera que el TPS SAGIPLAN 2,0 con su algoritmo de cálculo TG-43 es apto para calcular las dosis en las diferentes coordenadas del plano cartesiano, considerando así su uso clínico en pacientes ginecológicas en el Centro Nacional de Radioterapia Nora Astorga.

Es una forma fácil y sencilla poder implementar la caja al TPS SAGIPLAN, pero es de suma importancia al momento que se presente un caso especial refiriéndose a que la masa corporal de la paciente sea mayor y que en este caso no haya ningún impedimento para que ella reciba su tratamiento no limitándose a la que posee el equipo. No se logró obtener ninguna muestra de ella pero esta lista para usarse ya que se hizo pruebas en maniquí para que todo en el sistema del TPS quedara lista para su operación al presentarse un caso de esta índole a lo que concierne a la masa o el volumen de la paciente.

Por ende, fue posible verificar la dosis, haciendo uso del aplicador vaginal Tándem más Cilindro estableciendo una muestra de 10 pacientes sometidas a este estudio, teniendo en ella una diferencia porcentual del cálculo de la dosis por el TPS y hojas Excel menor del (0, 1) % valores que se encuentran por debajo del 5% que garantice la calidad en la entrega de la Dosis al punto de prescripción. De esta forma la hipótesis planteada en este trabajo de investigación es aceptada siguiendo las condiciones del Formalismo del TG-43U1.

Y al mismo tiempo la importancia de elaboración de un protocolo que nos garantice la calidad de la entrega de la dosis a los puntos de prescripción en los pacientes, teniendo en cuenta cada aspecto a considerar para que dichos resultados sean satisfactorios y que provee una intuitiva y amigable interface haciendo una planificación mucho más fácil y rápida.

## **12.RECOMENDACIONES**

- Establecer procedimientos de cálculos de dosis haciendo uso de Monte Carlos para estudios posteriores que se desarrollen en esta área.
- Brindar seguimiento al establecimiento de los aspectos técnicos de la planificación del tratamiento y a sus procedimientos para la verificación del Plan para seguir un Protocolo.
- A los estudiantes de la carrera de Física Médica, que retomen el siguiente trabajo para una continuación del mismo, considerando la implementación de la caja de Reconstrucción en pacientes con mayor volumen que sobre pase las dimensiones de la caja de Reconstrucción.

### 13. REFERENCIA

- [1] AAPM Task Group N° 43 Report: A revised AAPM Protocol for brachytherapy dose calculations; 27 de febrero 2004.
- [2] Baltas D, Sakelliou L, Zamboglou N. 2007. The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology. CRC Press Taylor & Francis Group 6000 Broken Sound Parkway NW, Suite 300 Boca Raton, FL 33487-2742.
- [3] Berta Oda Noda. Departamento de Física. Facultad de Ciencias. Universidad Autónoma de México. Introducción al Análisis gráfico de datos Experimentales. Octubre 1987
- [4] D. Granero, J. Pérez-Calatayud, and F. Ballester. “Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy.” *Med Phys* 34(9):3485–3488 (2007).
- [5] Dose Calculation for Photon-Emitting Brachytherapy Sources with Average Energy Higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO. Report of the High Energy Brachytherapy Source Dosimetry (HEBD) Working Group. August 2012.
- [6] Eckert & Ziegler BEBIG. Manual de usuario SagiNova®.
- [7] Hernández F, Portillo R, Ferro Y. 2018. Comisionamiento del TPS SAGIPLAN 2.0 en el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga”, Managua, Nicaragua.
- [8] ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. “Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology”. Report 38 of ICRU, ICRU Publications, Bethesda MD, 1985.
- [9] Mark J. Rivard. Refinements to the geometry factor used in the AAPM Task Group Report No. 43 necessary for brachytherapy dosimetry calculations. Department of Radiation Oncology, Tufts University School of Medicine, New England Medical Center #246, 750 Washington Street, Boston, Massachusetts 02111. Received 3 December 1998; accepted for publication 16 August 1999.

- [10] Medina S. Puesta en Servicio Clínico de la unidad de Braquiterapia de alta tasa de dosis con fuente de  $^{60}\text{Co}$  SagiNova; en el Centro Nacional de Radioterapia “Nora Astorga” en el periodo de marzo-abril 2018. Managua, Nicaragua, junio 2019.
- [11] IAEA-TECDOC-1585. Measurement Uncertainty A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories. mayo 2008.
- [12] OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica), 2004. Calibración de Fuentes de Fotones y Rayos Beta usadas en Braquiterapia. Viena, IAEA-TECDOC-1274/S ISBN 92-0-300404-1 ISSN 1011-4289.
- [13] Portillo R, (24 de octubre del 2017). Commissioning of mHDR Brachytherapy System and Implementation of Transit Dose Calculation. Ancona, Italy: University of Trieste.
- [14] Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE 206,1998;29383-94.
- [15] Richter J, Baier K, Flentje M. Comparison of  $^{60}\text{Co}$  and  $^{192}\text{Ir}$  sources in high dose rate afterload brachytherapy. *Strahlenther Onkol* 2008; 184: 187-192.
- [16] Strohmaier S, Zwierzchowski G, Comparison of  $^{60}\text{Co}$  and  $^{192}\text{Ir}$  sources in HDR brachytherapy. University of Applied Sciences, Technikum Wien Medical Engineering, Vienna, Austria, Department of Medical Physics, Greater Poland Cancer Centre, Poznan, Poland.



## 14. ANEXO

### 14.1. Anexo 1. Función Anisotrópica F (r,θ) por la fuente de BEBIG <sup>60</sup>Co (modelo Co.0A86).

θ (degrees)	r (cm)															
	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	3	4	5	6	7	8	10	12	15	20
0	...	0.939	0.966	0.945	0.945	0.947	0.945	0.944	0.945	0.945	0.947	0.947	0.952	0.955	0.958	0.959
1	...	0.941	0.969	0.948	0.947	0.947	0.946	0.946	0.948	0.949	0.951	0.952	0.955	0.957	0.961	0.962
2	...	0.938	0.968	0.952	0.952	0.952	0.952	0.953	0.955	0.956	0.957	0.959	0.959	0.962	0.964	0.966
3	...	0.939	0.969	0.956	0.956	0.957	0.958	0.958	0.959	0.960	0.961	0.962	0.964	0.965	0.967	0.970
4	...	0.941	0.972	0.959	0.959	0.960	0.961	0.962	0.962	0.964	0.965	0.966	0.968	0.968	0.970	0.975
5	...	0.944	0.975	0.962	0.962	0.962	0.963	0.965	0.965	0.966	0.967	0.968	0.970	0.970	0.971	0.976
6	...	0.947	0.979	0.964	0.964	0.964	0.964	0.965	0.965	0.966	0.967	0.968	0.970	0.970	0.972	0.975
8	...	0.954	0.980	0.968	0.967	0.967	0.967	0.968	0.968	0.969	0.970	0.971	0.972	0.973	0.975	0.975
10	...	0.957	0.980	0.971	0.971	0.971	0.971	0.972	0.972	0.973	0.973	0.974	0.975	0.975	0.977	0.979
15	...	0.961	0.981	0.978	0.979	0.979	0.979	0.979	0.979	0.980	0.980	0.980	0.981	0.981	0.982	0.983
20	...	0.972	0.990	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.985	0.986	0.986	0.986	0.986	0.986	0.987
25	...	0.987	0.989	0.988	0.989	0.989	0.989	0.989	0.989	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.990	0.991
30	...	0.991	0.996	0.993	0.993	0.993	0.993	0.993	0.992	0.993	0.993	0.993	0.992	0.993	0.992	0.993
40	...	0.998	0.998	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.997
50	...	1.000	1.000	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.998	0.998
60	0.957	0.999	1.002	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.999
70	0.974	0.998	1.001	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000
80	0.990	0.994	0.999	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000
90	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
100	0.990	0.994	1.000	1.001	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	1.000	1.000
110	0.975	0.997	1.002	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000	0.999	0.999	1.000
120	0.956	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.999	0.998	0.998	0.998	0.999
130	...	1.000	1.001	0.997	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.997	0.998	0.998	0.998	0.998	0.997	0.997
140	...	0.994	0.996	0.995	0.996	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995
150	...	0.983	0.996	0.991	0.991	0.991	0.990	0.990	0.990	0.990	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991	0.991
155	...	...	0.985	0.987	0.987	0.986	0.986	0.987	0.986	0.986	0.987	0.987	0.987	0.987	0.988	0.988
160	...	...	0.976	0.980	0.980	0.981	0.981	0.981	0.981	0.981	0.982	0.982	0.982	0.982	0.983	0.984
165	...	...	...	0.970	0.969	0.969	0.969	0.970	0.970	0.970	0.971	0.972	0.973	0.973	0.974	0.976
170	...	...	...	0.953	0.954	0.954	0.955	0.956	0.957	0.958	0.960	0.961	0.962	0.963	0.965	0.968
172	...	...	...	0.944	0.944	0.944	0.946	0.947	0.949	0.950	0.951	0.952	0.954	0.955	0.959	0.961
174	...	...	...	0.934	0.934	0.934	0.936	0.937	0.939	0.941	0.942	0.944	0.947	0.948	0.951	0.956
175	...	...	...	0.926	0.927	0.928	0.930	0.932	0.934	0.936	0.938	0.939	0.942	0.945	0.948	0.953
176	...	...	...	0.921	0.922	0.923	0.925	0.928	0.929	0.931	0.934	0.936	0.939	0.943	0.947	0.952
177	...	...	...	0.919	0.919	0.919	0.921	0.924	0.926	0.928	0.930	0.932	0.936	0.940	0.943	0.947
178	...	...	...	0.913	0.913	0.914	0.918	0.920	0.922	0.924	0.925	0.929	0.933	0.936	0.939	0.944
179	...	...	...	0.910	0.908	0.908	0.911	0.913	0.915	0.918	0.918	0.921	0.926	0.930	0.934	0.938

## 14.2. Anexo 2. Método para la evaluación de incertidumbres.

La contribución de los diferentes componentes de incertidumbre identificadas en una medición, se puede emplear usando una de dos maneras, las cuales consisten en determinar o asociar una distribución de probabilidad (distribución uniforme triangular o normal, caracterizada por su medida y varianza) a los valores de dichos componentes. A continuación, se describen estas formas de evaluación:

### Evaluación Tipo A

Es aquella que evalúa las incertidumbres por métodos estadísticos de una magnitud que varia de manera aleatoria a partir de una serie de n observaciones experimentales. En este caso la mejor estimación de la incertidumbre estándar de dicha magnitud, se obtiene por medio de la desviación experimental de la medida de n observaciones.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{Ec. 20}$$

La dispersión de las n valores medidos,  $x_i$ , alrededor de la medida  $\bar{x}$  puede caracterizarse por la desviación típica.

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{Ec. 21}$$

Frecuentemente interesa la desviación típica del valor medio, que se escribe como  $s(\bar{x})$ , para la que se aplica la relación general.

$$u_a = s(\bar{x}) \quad \text{Ec. 22}$$

Evidentemente no se puede esperar que una determinación empírica de una incertidumbre arroje su valor verdadero; por definición es solamente una estimación. Esto si es para ambos tipos de incertidumbres, A y B.

## **Evaluación Tipo B**

La evaluación Tipo B de la incertidumbre típica es la evaluación de la incertidumbre asociada a un estimado  $X_i$  de una magnitud de entrada  $X_i$ , por otros medidos distintos al análisis estadístico de una serie de observaciones.

La incertidumbre típica  $U_{X_i}$  se evalúa aplicando un juicio científico basado en toda la información disponible sobre la posible variabilidad de  $X_i$ . los valores que caigan dentro de esta categoría pueden derivarse de:

- Datos obtenidos de mediciones anteriores.
- Experiencias o conocimientos generales sobre el comportamiento y las propiedades de los materiales e instrumentos relevantes.
- Especificaciones de los fabricantes.
- Datos obtenidos de calibraciones y de otros certificados.
- Incertidumbres asignadas a los datos de referencia obtenidos de manuales.

El uso apropiado de la información disponible para una evaluación Tipo B de la incertidumbre típica de medición exige un juicio basado en la experiencia y en conocimientos generales. Es una destreza que se puede adquirirse con la práctica.

Algunas veces se supone, fundamentalmente con el objetivo de simplificar, que las incertidumbres de Tipo B pueden describirse mediante una densidad de probabilidad rectangular, esto es, que tiene la misma probabilidad en cualquier lugar dentro de los límites máximos  $-M$  y  $+M$ . Puede demostrarse que con esta suposición la incertidumbre de tipo B,  $U_B$ , viene dada por:

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad \text{Ec. 23}$$

### **Incertidumbre típica combinadas ( $u_c$ )**

Es la incertidumbre estándar del resultado de una medición evaluada a través de la propagación de incertidumbre. Esta propagación combina apropiadamente todas las incertidumbres aportadas por las magnitudes que influyen sobre el resultado de las mediciones.

Ya que las incertidumbres de tipo A y B son ambas desviaciones típicas estimadas, se combinan utilizando la regla estadística para la combinación de varianzas (cuadrados de las desviaciones típicas). Si  $u_A$  y  $u_B$  son las incertidumbres típicas de tipos A y B respectivamente, para el cálculo de las incertidumbres combinadas según la regla de propagación de incertidumbre se relaciona de acuerdo a como se va a obtener el resultado si es por suma o resta se efectúa mediante la siguiente ecuación:

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad \text{Ec. 24}$$

### 14.3. Demostración de la Función Geométrica

Para poder distinguir claramente entre las dos aproximaciones de fuente para calcular la función de geometría  $G(r, \theta)$ , como ha sido introducido por el protocolo original TG-43, la aproximación para una fuente lineal obtenida por la ecuación 5 en el caso  $\theta \neq 0$ ; y la aproximación para una fuente puntual obtenida por la ecuación 4, TG-43U1 introdujo notaciones separadas de la función de geometría correspondiente:

$$G(r, \theta) = \left\{ \begin{array}{l} G_p(r, \theta) \text{ para la aproximación de una fuente puntual} \\ G_L(r, \theta) \text{ para la aproximación de una fuente lineal} \end{array} \right\}$$

Con

$$G_p(r, \theta) = G_p(r) = \frac{1}{r^2}$$

$$G_p(r, \theta) = \left\{ \begin{array}{l} \frac{\beta}{Lr \operatorname{sen} \theta} \text{ si } \theta \neq 0^\circ \\ \left(r^2 - \frac{L^2}{4}\right)^{-1} \text{ si } \theta = 0^\circ \end{array} \right\}$$

$$G(\vec{r}) = \frac{\int_{V_s} \frac{\rho(\vec{r}') dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2}}{\int_{V_s} \rho(\vec{r}') dV'} \quad \text{Ec. 25}$$

donde, para la definición de los parámetros correspondientes, se incorpora la misma geometría que para TG-43. Los subíndices "L" y "P" se han agregado para indicar la aproximación de la fuente lineal y de punto, respectivamente, utilizada para el cálculo de la función de geometría.

Para la aproximación de una fuente lineal  $G_L(r, \theta)$ , TG-43 U1 maneja explícitamente el caso de  $\theta=0$  resolviendo la ecuación 25 directamente para ese caso. Basado en la geometría, y para el caso específico  $\theta=0; y_p = 0, y_z = 0$ , y por lo tanto:

$$|\vec{r} - \vec{r}'|^2 = |\vec{r} - \vec{r}'|^2 = (Z_p - Z_L)^2 = (V - Z_L)^2$$

Usando esto, la integral en el nominador de la ecuación 25 toma la siguiente forma:

$$\int_{V_s} \frac{\rho(\vec{r}')dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2} = \rho_L \int_{-L_S/2}^{+L_S/2} \frac{dL}{(r - Z_L)^2} = \rho_L \int_{-L_S/2}^{+L_S/2} \frac{dZ_L}{(r - Z_L)^2} = \rho_L \left[ \frac{1}{r - Z_L} \right]_{-L_S/2}^{+L_S/2}$$

y finalmente:

$$\frac{\int_{V_s} \frac{\rho(\vec{r}')dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2}}{\int_{V_s} \rho(\vec{r}')dV'} = \rho_L \left[ \frac{1}{r - \frac{L_S}{2}} - \frac{1}{r + \frac{L_S}{2}} \right] = \rho_L \left[ \frac{L_S}{r^2 - \frac{L_S^2}{4}} \right]$$

Considerando las ecuaciones y la definición general de la función de geometría descrita, y para el caso específico de  $\Theta=0$  es:

$$G_L(r, \theta = 0^\circ) = \left[ \frac{\int_{V_s} \frac{\rho(\vec{r}')dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2}}{\int_{V_s} \rho(\vec{r}')dV'} \right]_{\theta=0^\circ} = \frac{1}{r^2 - \frac{L_S^2}{4}}$$

Quedando descrita de la forma antes mostrada.

#### 14.4. Anexo 3. Índice de Ecuaciones

Ecuación 1: La tasa de dosis  $D(r, \theta)$  en el punto  $P(r, \theta)$

Ecuación 2: El rendimiento de Kerma en Aire.

Ecuación 3: Constante de Tasa de Dosis en Agua ( $\Lambda$ ).

Ecuación 4: Función Geométrico  $[G(r, \theta)]$ , aproximación para una fuente puntual.

Ecuación 5: Función Geométrico  $[G(r, \theta)]$ , aproximación para una fuente lineal.

Ecuación 6: Función Radial de la Dosis  $[g_X(r)]$ .

Ecuación 7: Ecuación de propuesta de ajuste alternativo para la Función Radial de la Dosis.

Ecuación 8: Función de Anisotropía  $F(r, \theta)$ .

Ecuación 9: Los ejes  $Y$  (cm) y  $Z$  (cm) en función de  $r$  (cm).

Ecuación 10: Para la obtención de  $\theta$  ( $^\circ$ ).

Ecuación 11: Función Dosis Radial, con la interpolación lineal.

Ecuación 12: Interpolación Bilineal en la Función Anisotrópica.

Ecuación 13:  $F_1$  en la Función Anisotrópica.

Ecuación 14:  $F_2$  en la Función Anisotrópica.

Ecuación 15: Obtención de  $\beta$ .

Ecuación 16: Función Geométrica haciendo uso de  $\beta$ .

Ecuación 17: Función Geométrica en el punto  $G(r_0, \theta_0)$ .

Ecuación 18: Decaimiento de la Actividad de la Fuente.

Ecuación 19: Error Relativo Porcentual.

Ecuación 20: Media.

Ecuación 21: Desviación Estándar.

Ecuación 22: Incertidumbre Típica Tipo A.

Ecuación 23: Incertidumbre Típica Tipo B.

Ecuación 24: Incertidumbre Típica Combinada.



#### 14.5. Anexo 4. Índice de Tablas

Tabla 1: Datos en función de  $r$  (cm) en comparación de las dosis calculadas relacionadas con un dial del plano cartesiano.

Tabla 2: Datos en función de  $\theta$  ( $^\circ$ ) en comparación de las dosis calculadas relacionadas con un dial del plano cartesiano.

Tabla 3: Valores de los cálculos de la Interpolación Manual en la Función de la Dosis Radial.

Tabla 4: Valores de los  $r$  (cm) con su respectivo valore de  $g(r)$ .

Tabla 5: Datos del cálculo de la Expresión Analítica en la Función Dosis Radial.

Tabla 6: Valores de los cálculos de la Interpolación Bilineal en la Función Anisotrópica [ $F(r, \theta)$ ].

Tabla 7: Valores de  $F_1$ ,  $F_2$  y  $F$  para la Función de Anisotropía.

Tabla 8: Valores de Interpolación Lineal Simple para los  $Z$  con 0 cm.

Tabla 9: Datos de los cálculos de la Función Geométrica [ $G(r, \theta)$ ].

Tabla 10: Valores de los cálculos de las Dosis para el Comisionamiento realizado el día 27/03/18.

Tabla 11: Datos generales del TPS en los Planos XY, Y; YZ, Z el 27/03/2018.

Tabla 12: Valores de los cálculos de las Dosis multiplicado por el Factor de Atenuación.

Tabla 13: Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, para el Comisionamiento 27/03/18.

Tabla 14: Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, para el Comisionamiento 27/03/18.

Tabla 15: Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, para el Comisionamiento 27/03/18.

Tabla 16: Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, para el Comisionamiento 27/03/18.

Tabla 17: Datos generales del TPS para la verificación en los Planos XY, Y el 03/07/2019.

Tabla 18: Valores de los cálculos de las Dosis para los puntos calculados en la verificación del 03/07/19 en el plano XY, Y.

Tabla 19. Valores de los cálculos de las Dosis para los puntos calculados multiplicados por el Factor de Atenuación en la verificación de 03/07/19 en el plano XY, Y.

Tabla 20 Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, en la verificación del 03/07/19.

Tabla 21: Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano XY en la aplicación Y, para la verificación del 03/07/19.

Tabla 22: Datos generales del TPS para la verificación en los Planos YZ, Z el 11/07/2019.

Tabla 23: Valores de los cálculos de las Dosis para la verificación del 11/07/19 en el plano YZ, Z.

Tabla 24: Valores de los cálculos de las Dosis multiplicado por el Factor de Atenuación en la verificación de 11/07/19 en el plano YZ, Z.

Tabla 25: Valores de las Dosis (Gy) brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, en la verificación del 11/07/19.

Tabla 26: Datos de los errores relativos porcentuales ( $\epsilon \%$ ) entre los valores de la Dosis para los puntos calculados y la Dosis brindadas por el TPS SagiPlan en el plano YZ en la aplicación Z, para la verificación del 11/07/19.

Tabla 27: Valores de las desviaciones Estándar de las diferentes Funciones.

Tabla 28: Características de la Caja de Reconstrucción Nucleotron\_baja\_LR para la implementación al TPS SAGIPLAN

Tabla 29: Valores de las dosis (Gy), calculadas por el planificador y hojas Excel con sus diferencias porcentuales para cada paciente.

## 14.6. Anexo 5. Índice de Ilustraciones.

Ilustración 1: Geometría asumida para el formalismo del TG-43 para el cálculo de la Dosis.

Ilustración 2: Fuente del modelo 6702 de Amersham. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 3: Fuente del modelo 6711 de Amersham. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 4: La mejor fuente del modelo 2301. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 5: Fuente NASI modelo MED3631-A/M o MED3633. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 6: Bebig/Theragenics Corp. modelo I25.S06. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 7: Imagyn modelo IS-12501. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 8: Theragenics Corp. modelo 200. Fuente [1, pag 641].

Ilustración 9: Materiales y dimensiones (mm) de la fuente E&Z BEBIG  $^{60}\text{Co}$  modelo Co0.A86. Fuente [4, pag 116].

Ilustración 10: Diferencias en la dosis absorbida de varios tejidos para una fuente de  $^{60}\text{Co}$  en comparación con una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ . Fuente [13].

Ilustración 11: Función de Anisotropía  $F(r, \theta)$  para la fuente de  $^{60}\text{Co}$  y  $^{192}\text{Ir}$ . Fuente [13].

Ilustración 12: Caja de Reconstrucción Nucleotron. Fuente propia (tomado en el Centro Nacional de Radioterapia).

Ilustración 13: Caja de Reconstrucción, posición AP. Fuente propia (tomado en el Centro Nacional de Radioterapia).

Ilustración 14: Caja de Reconstrucción, posición LAT. Fuente propia (tomado en el Centro Nacional de Radioterapia).

Ilustración 15: Hoja Excel para el cálculo de dosis en implantes HDR (verificación del cálculo realizado con el planificador SagiPlan de BEBIG).

## 14.7. Anexo 6. Reporte del TPS en el Comisionamiento elaborado el 27/03/2018.

---

MSc Roger Portillo, Braquiterapia, Centro Nacional de Radioterapia Nora Astorga, Costado Oeste del Centro Comercial Nejapa 300 mts al sur  
Patient: TG43, TPS Commissioning 05-Jan-1985 No.: XY\_APPL\_Y  
Study last saved: 08-Nov-2018 11:57 [hrs:min] TG43\_1 Study Type: Orthogonal

---

### Patient Report

Study created: 27-Mar-2018 14:56:58 [hrs:min:sec]  
Study last saved: 08-Nov-2018 11:57:33 [hrs:min:sec]  
Plan Code: 4A0C Transfer File: TG43-DEDC4A0C.plx  
Report printed: 12-Jul-2019 17:30:37 [hrs:min:sec] by MSc Roger Portillo

---

Patient Name: TG43  
First Name: TPS Commissioning  
Date of Birth: 05-Jan-1985  
Patient ID: XY\_APPL\_Y  
Social Security No.

#### **Address**

Street, No.  
ZIP City  
State Country  
Insurance Co. Policy No.

---

Radiation Physicist: MSc Roger Portillo  
Radiation Therapist: Tco David Aburto  
Physician: Dra Ana Ocampo  
Anesthetist: Dra Soraya Ramirez  
Institution: Centro Nacional de Radioterapia Nora Astorga, Braquiterapia  
Street, No.: Costado Oeste del Centro Comercial Nejapa 300 mts al sur  
ZIP City: Managua  
State: Managua Country: Nicaragua

---

#### **Patient History**

#### **Previous Tumor Related Therapy**

---

Body Site: cylinder 7 Gy

## Prescription Report

Study Name: TG43\_1  
Brachy Treatment Technique: UNDEFINED  
DICOM Application Setup: UNDEFINED

---

Planned Dose for: **One fraction**  
Dose is displayed for: One fraction  
Dwell times are displayed for: One fraction  
Nr. of Fractions: 1  
Plan Rx: 1.00 Gy  
Plan Rx / Fraction: 1.00 Gy  
Treat in Fractions: 1

---

Digital Plan Approval: UNAPPROVED

---

Study created by:

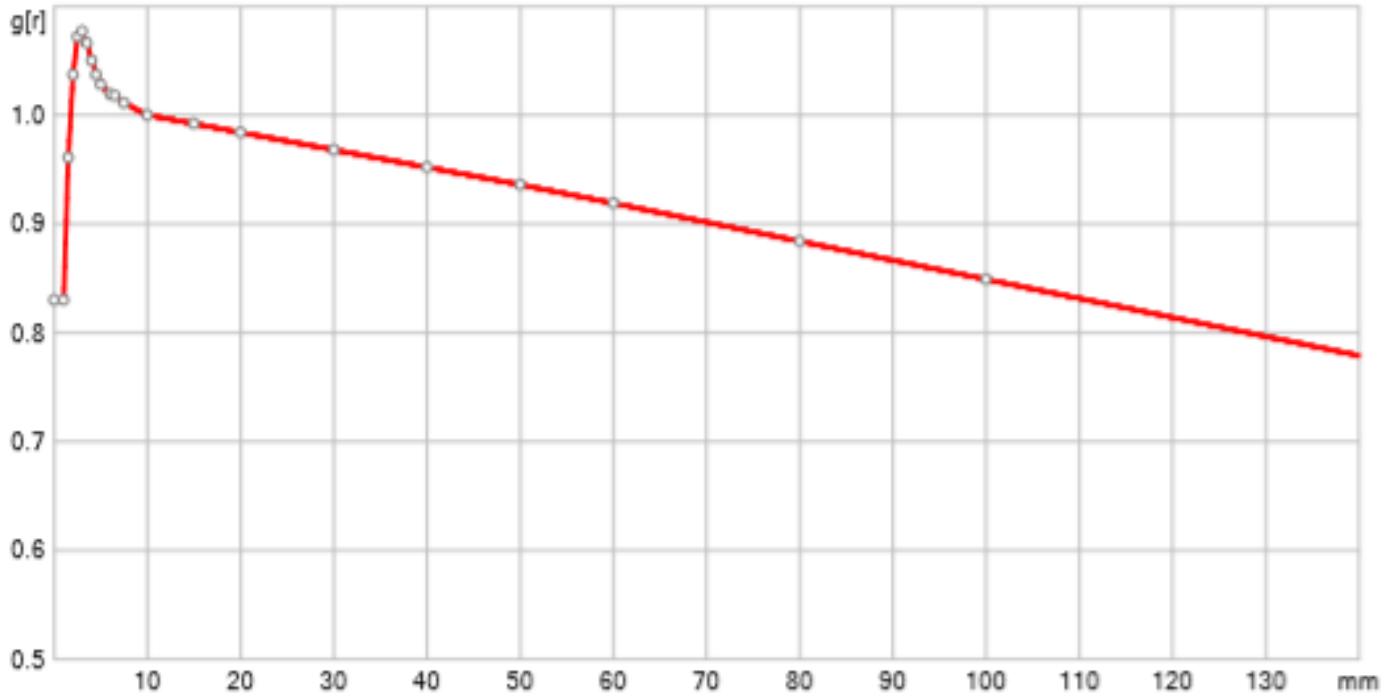
\_\_\_\_\_  
( MSc Roger Portillo )

Study approved by:

\_\_\_\_\_  
( Tco David Aburto )

## Radiation Source Report

### Radial Dose Function



**Original Data by:** Eckert & Ziegler BEBIG GmbH  
**Original created:** 03-Dec-2014 03:30:14 [hrs:min:sec] UTC-6:00  
**Modified by:** MMT  
**Date modified:** 19-Mar-2018 12:58:27 [hrs:min:sec] UTC-6:00  
**Source Status:** New Activity      **Manufacturer:** EZAG BEBIG  
**Isotope:** Co-60      **Model:** Co0.A86  
**Serial Number:** BB-AC720      **Activity Length:** 3.50 mm  
**Half Life:** 1925.3 Days      **Dose Rate Constant:** 1.092 cm<sup>-2</sup>  
**Decay Factor:** 0.97778      **Air Kerma Rate Constant:** 0.306 mGy/h\*m<sup>2</sup>/GBq  
**Approximation:** Line Source      **File Name:** Co0.A86\_AC720\_24Jan2018.Src  
**Calibration Activity:** 71.60 GBq = 21.91 mGy/h  
**Calibration Date:** 24-Jan-2018 05:00:00 [hrs:min:sec] UTC-6:00  
**Planning Activity:** 70.01 GBq = 21.42 mGy/h  
**Planning Date:** 27-Mar-2018 14:57:00 [hrs:min:sec] UTC-6:00

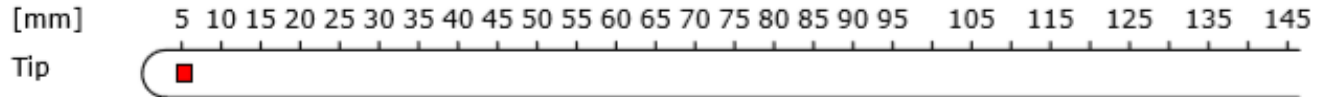
---

#### Applicator and Shield Files

**Applicator Version:** 7.013E-H3  
**Date created:** 08-Nov-2017 12:55:09 [hrs:min:sec]  
**Shield Version:** 7.013E-H3

## Applicators

**<1> LAA1400-GYN(s) (Type: LAA1400-GYN(s))**



## Dwell Position Report

Dwell times are displayed for: One fraction

**Applicator <1>: LAA1400-GYN(s)**

Dwell-Index	Position [mm]	X-Pos [mm]	Y-Pos [mm]	Z-Pos [mm]	Dwell-Time [sec]	Dwell-Time [min:sec]
1	5.4	0.0	0.0	0.0	20.00	00:20.00

Total Dwell Time for this Applicator [sec] [min:sec]: 20.00 00:20.00

Total Dwell Time for this Study [sec] [min:sec]: 20.00 00:20.00

Total Reference Air Kerma (TRAK) [mGy]: 0.1190



**Ctrl Point Group Name: temp\_xy\_appl\_y\_ok**

Min. Dose: 0.07 Gy; Average Dose: 0.92 Gy (92.02% Rx); Max. Dose: 5.19 Gy;

Idx	Name	X-Pos [mm]	Y-Pos [mm]	Z-Pos [mm]	Dose [Gy]	Dose % Rx
1		0.0	5.0	0.0	5.19	519.2
2		0.0	7.5	0.0	2.32	231.8

3		0.0	10.0	0.0	1.30	130.0
4		0.0	20.0	0.0	0.32	32.2
5		0.0	30.0	0.0	0.14	14.1
6		5.0	0.0	0.0	5.19	519.2
7		5.0	5.0	0.0	2.61	261.0
8		5.0	7.5	0.0	1.60	160.3
9		5.0	10.0	0.0	1.04	104.0
10		5.0	20.0	0.0	0.30	30.3
11		5.0	30.0	0.0	0.14	13.7
12		7.5	0.0	0.0	2.32	231.8
13		7.5	5.0	0.0	1.60	160.3
14		7.5	7.5	0.0	1.16	115.5
15		7.5	10.0	0.0	0.83	83.1
16		7.5	20.0	0.0	0.28	28.2
17		7.5	30.0	0.0	0.13	13.3
18		10.0	0.0	0.0	1.30	130.0
19		10.0	5.0	0.0	1.04	104.0
20		10.0	7.5	0.0	0.83	83.1
21		10.0	10.0	0.0	0.65	64.9
22		10.0	20.0	0.0	0.26	25.7
23		10.0	30.0	0.0	0.13	12.7
24		20.0	0.0	0.0	0.32	32.2
25		20.0	5.0	0.0	0.30	30.3
26		20.0	7.5	0.0	0.28	28.2
27		20.0	10.0	0.0	0.26	25.7
28		20.0	20.0	0.0	0.16	15.9
29		20.0	30.0	0.0	0.10	9.7
30		20.0	0.0	0.0	0.32	32.2
31		30.0	0.0	0.0	0.14	14.1
32		30.0	5.0	0.0	0.14	13.7
33		30.0	7.5	0.0	0.13	13.3
34		30.0	10.0	0.0	0.13	12.7
35		30.0	20.0	0.0	0.10	9.7
36		30.0	30.0	0.0	0.07	6.9

## 14.8. Anexo 7. Reporte del TPS en la Verificación del día 03/07/2019.

MSc Roger Portillo, Braquiterapia, Centro Nacional de Radioterapia Nora Astorga, Costado Oeste del Centro Comercial Nejapa 300 mts al sur  
Patient: TG-43, GELEN 28-Aug-1996 No.: 12345  
Study last saved: 12-Jul-2019 16:54 [hrs:min] PLANO XY APLICADOR Y Study Type: Orthogonal

### Patient Report

Study created: 03-Jul-2019 11:29:36 [hrs:min:sec]  
Study last saved: 12-Jul-2019 16:54:46 [hrs:min:sec]  
Plan Code: 031B Transfer File: TG-43-E2DC031B.plx  
Report printed: 12-Jul-2019 17:27:53 [hrs:min:sec] by MSc Roger Portillo

Patient Name: TG-43  
First Name: GELEN  
Date of Birth: 28-Aug-1996  
Patient ID: 12345  
Social Security No.

#### **Address**

Street, No.  
ZIP City  
State Country  
Insurance Co. Policy No.

Radiation Physicist: MSc Roger Portillo  
Radiation Therapist: Tco. Alexa Oporta  
Physician: Dra Anielka Velasquez  
Anesthetist: Dra Soraya Ramirez  
Institution: Centro Nacional de Radioterapia Nora Astorga, Braquiterapia  
Street, No.: Costado Oeste del Centro Comercial Nejapa 300 mts al sur  
ZIP City: Managua  
State: Managua Country: Nicaragua

#### **Patient History**

#### **Previous Tumor Related Therapy**

Body Site: gyn 7 Gy 4 Fr

## Prescription Report

Study Name: PLANO XY APLICADOR Y  
Brachy Treatment Technique: INTRACAVITARY  
DICOM Application Setup: GYNECOLOGY

---

Planned Dose for: **One fraction**  
Dose is displayed for: One fraction  
Dwell times are displayed for: One fraction  
Nr. of Fractions: 1  
Plan Rx: 1.00 Gy  
Plan Rx / Fraction: 1.00 Gy  
Treat in Fractions: 1

---

Digital Plan Approval: UNAPPROVED

---

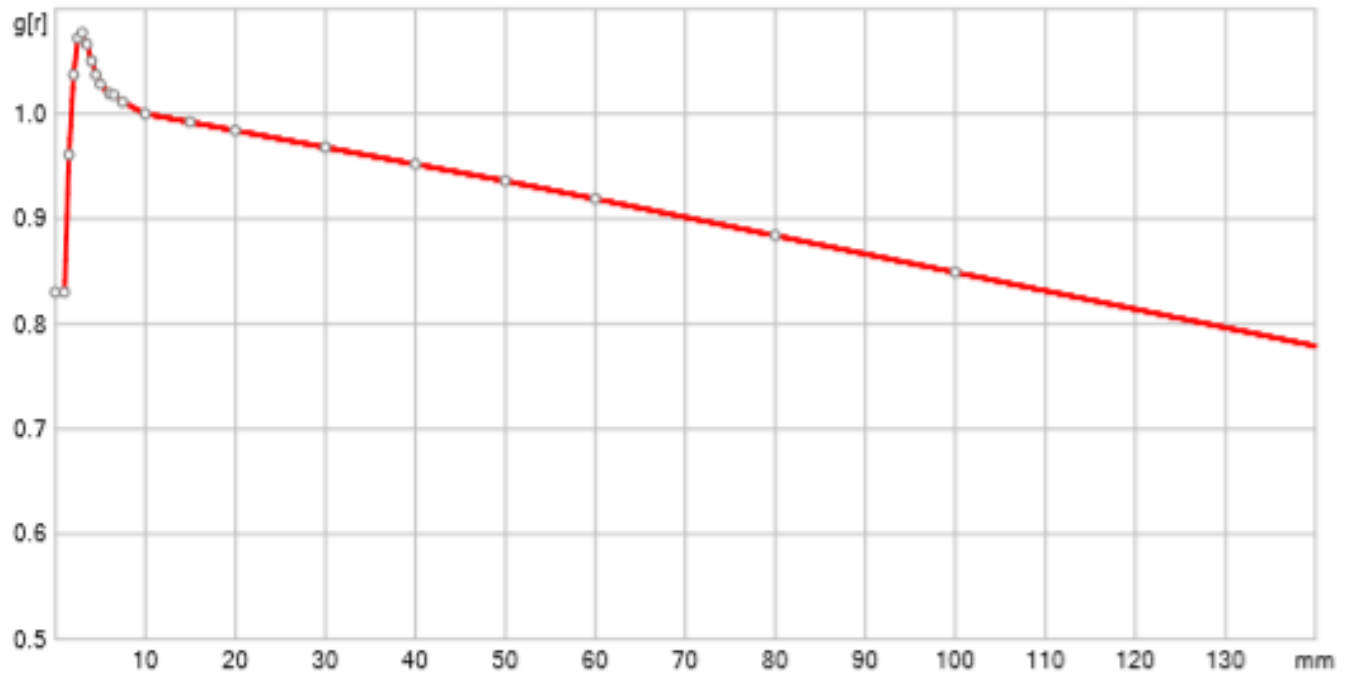
Study created by:

\_\_\_\_\_  
( MSc Roger Portillo )

Study approved by:

\_\_\_\_\_  
( Tco. Alexa Oporta )

### Radial Dose Function



**Original Data by:** Eckert & Ziegler BEBIG GmbH  
**Original created:** 03-Dec-2014 03:30:14 [hrs:min:sec] UTC-6:00  
**Modified by:** MMT  
**Date modified:** 19-Mar-2018 12:58:27 [hrs:min:sec] UTC-6:00  
**Source Status:** New Activity      **Manufacturer:** EZAG BEBIG  
**Isotope:** Co-60      **Model:** Co0.A86  
**Serial Number:** BB-AC720      **Activity Length:** 3.50 mm  
**Half Life:** 1925.3 Days      **Dose Rate Constant:** 1.092 cm<sup>2</sup>  
**Decay Factor:** 0.8277      **Air Kerma Rate Constant:** 0.306 mGy/h\*m<sup>2</sup>/GBq  
**Approximation:** Line Source      **File Name:** Co0.A86\_AC720\_24Jan2018.Src  
**Calibration Activity:** 71.60 GBq = 21.91 mGy/h  
**Calibration Date:** 24-Jan-2018 05:00:00 [hrs:min:sec] UTC-6:00  
**Planning Activity:** 59.26 GBq = 18.13 mGy/h  
**Planning Date:** 03-Jul-2019 11:30:00 [hrs:min:sec] UTC-6:00

---

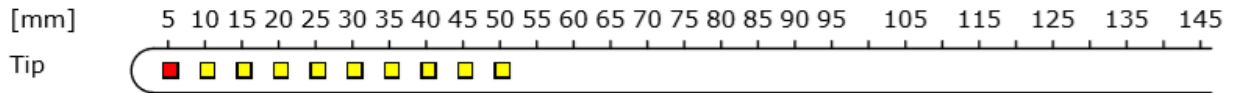
#### Applicator and Shield Files

**Applicator Version:** 7.013E-H3  
**Date created:** 08-Nov-2017 12:55:09 [hrs:min:sec]  
**Shield Version:** 7.013E-H3  
**Date created:** 08-Nov-2017 12:55:09 [hrs:min:sec]

---

## Applicators

### <1> LAA1400-GYN(s) (Type: LAA1400-GYN(s))



## Dwell Position Report

Dwell times are displayed for: One fraction

### Applicator <1>: LAA1400-GYN(s)

Dwell-Index	Position [mm]	X-Pos [mm]	Y-Pos [mm]	Z-Pos [mm]	Dwell-Time [sec]	Dwell-Time [min:sec]
1	5.4	0.0	0.0	0.0	20.00	00:20.00

Total Dwell Time for this Applicator [sec] [min:sec]: 20.00 00:20.00

Total Dwell Time for this Study [sec] [min:sec]: 20.00 00:20.00

Total Reference Air Kerma (TRAK) [mGy]: 0.1007

## Dose Control Point Report

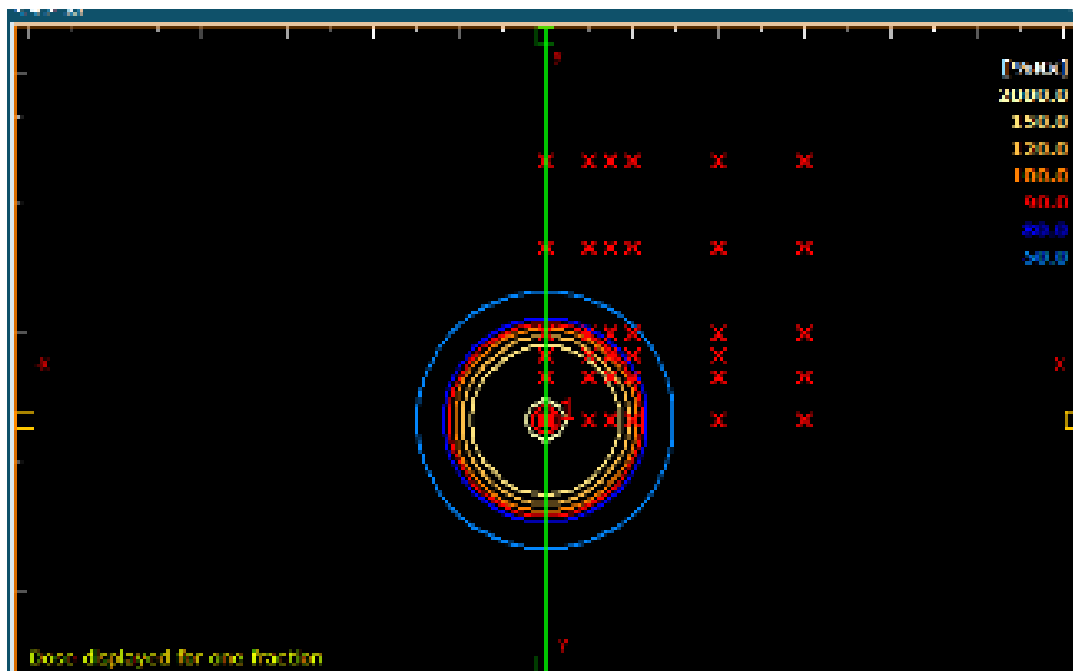
Rx = 1.00 Gy

**Ctrl Point Group Name: plano xy,y**

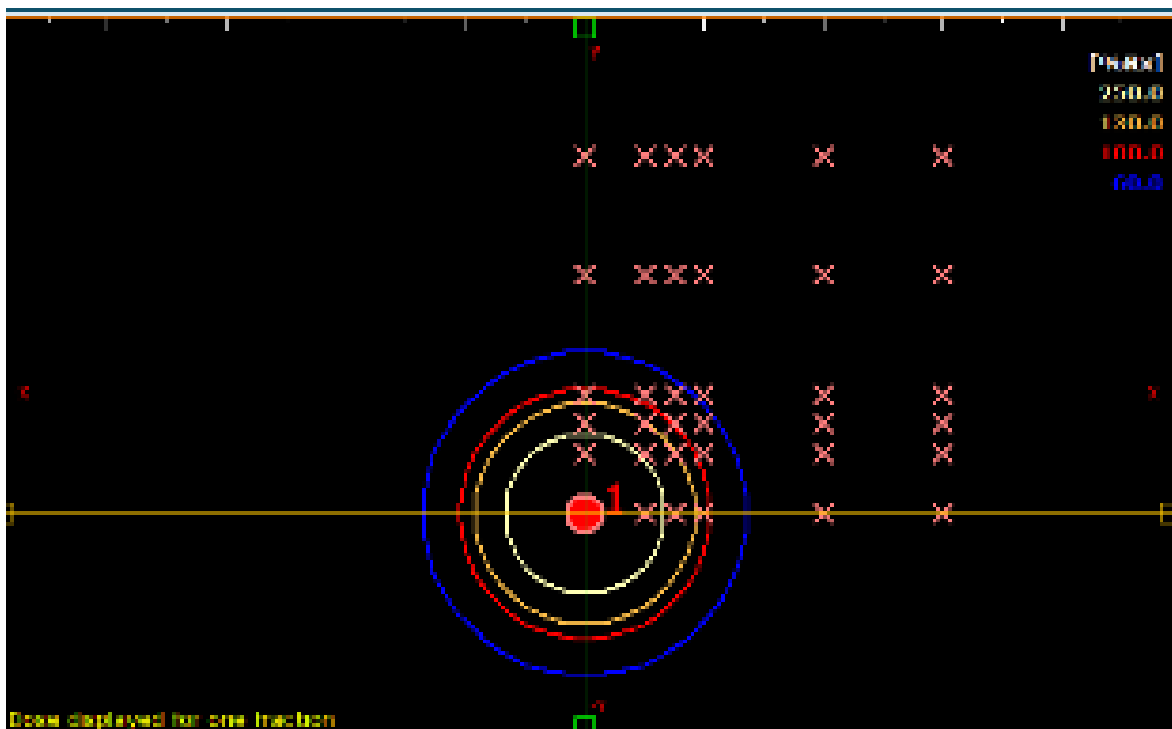
Min. Dose: 0.06 Gy; Average Dose: 0.81 Gy (81.35% Rx); Max. Dose: 4.40 Gy;

Idx	Name	X-Pos [mm]	Y-Pos [mm]	Z-Pos [mm]	Dose [Gy]	Dose % Rx
1		0.0	5.0	0.0	4.40	439.5
2		0.0	7.5	0.0	1.96	196.2
3		0.0	10.0	0.0	1.10	110.0
4		0.0	20.0	0.0	0.27	27.3
5		0.0	30.0	0.0	0.12	11.9
6		5.0	0.0	0.0	4.40	439.5
7		5.0	5.0	0.0	2.21	220.9
8		5.0	7.5	0.0	1.36	135.7
9		5.0	10.0	0.0	0.88	88.0
10		5.0	20.0	0.0	0.26	25.6
11		5.0	30.0	0.0	0.12	11.6
12		7.5	0.0	0.0	1.96	196.2
13		7.5	5.0	0.0	1.36	135.7
14		7.5	7.5	0.0	0.98	97.8
15		7.5	10.0	0.0	0.70	70.4
16		7.5	20.0	0.0	0.24	23.9
17		7.5	30.0	0.0	0.11	11.2
18		10.0	0.0	0.0	1.10	110.0
19		10.0	5.0	0.0	0.88	88.0
20		10.0	7.5	0.0	0.70	70.4
21		10.0	10.0	0.0	0.55	54.9
22		10.0	20.0	0.0	0.22	21.7
23		10.0	30.0	0.0	0.11	10.7
24		20.0	0.0	0.0	0.27	27.3
25		20.0	5.0	0.0	0.26	25.6
26		20.0	7.5	0.0	0.24	23.9
27		20.0	10.0	0.0	0.22	21.7
28		20.0	20.0	0.0	0.13	13.5
29		20.0	30.0	0.0	0.08	8.2
30		30.0	0.0	0.0	0.12	11.9
31		30.0	5.0	0.0	0.12	11.6
32		30.0	10.0	0.0	0.11	10.7
33		30.0	20.0	0.0	0.08	8.2

**14.9. Anexo 8. Vista ortogonal del Plano XY, Y en la verificación del día 03/07/19.**



**14.10. Anexo 9. Vista ortogonal del Plano YZ, Z en la verificación del día 11/07/19.**



**14.11. Anexo 10. Vista AP de la Caja de Reconstrucción implementada en la Paciente.**





**14.12. Anexo 11. Vista LAT de la Caja de Reconstrucción implementada en la Paciente.**



### 14.13. Certificado de la Fuente Radiactiva

**Zertifikat für umschlossene radioaktive Stoffe  
(Afterloader-Quellen)  
Certificate for sealed radioactive sources  
(afterloading sources)**



Allgemeine Angaben general information				
Zertifikat-Nr. certificate no.	Kunde customer			Auftragsnummer order no.
50418	Centro Nacional de Radioterapia (CNR), Managua, Nicaragua			BSD-SO-17-00704
Produkt-Code product code	Quellennummer (Bezeichnung als Hochaktivität Quelle) source no. (high-activity sealed source no. - HASS)			zertifiziert als radioakt. Stoff in besonderer Form special form certificate
Co60 AB6	BB-AC720			n.A.
Nuclid nuclide	Nennaktivität nominal activity (GBq)	Betriebsbeschränkung (Zyklus) limitation of use (transfers)	empfohlene Nutzungsdauer* recommended working life*	ISO-Klassifikation ISO-classification
Co-60	74	100 000	5 years	ISO/12/C65444

**Mess- und Prüfbericht  
metro information and tests  
test report  
see also test for more information**

Referenz Luftleere Leistung* Reference air-free rate*	scheinbare Aktivität* apparent activity*		Referenzdatum reference date
370Bq/h	205g	101	2018-01-24
21.91	71.50	1.94	
Schließprüfung visual test	Dichtheitsprüfung leakage test		Kontaminations-test contamination test
Datum date passed	Datum date passed		Datum date passed
2018-01-18	2018-01-18		2018-01-18

**Bemerkungen, Anlagen  
notes, annexes**

Datumformat: JJ-MM-YY  
Date format: yyyy-mm-dd

Dieses Zertifikat entspricht den Anforderungen nach ISO 2919  
This certificate complies with the requirements of ISO 2919

Ausstellungsdatum date of issue	2018-01-24	Unterschrift signature		Name name	Meike Schölin
------------------------------------	------------	---------------------------	--	--------------	---------------

Eckert & Ziegler BEB/G Gebrüder-Riese-Str. 10-13/15 Bonn-Germany Tel. +49-30-941364-0/Fax +49-30-941364-112/e-mail info@ezg.com

## HDR-Afterloader-Strahler

Die zertifizierten HDR-Strahler wurden für die Afterloader der Eckert&Ziegler BEBIG GmbH entwickelt. Ihre Bauart wird durch ihren Produktcode spezifiziert.

Weitere Details sowie Informationen zur Anwendung sind der Gebrauchsanweisung des Gerätes zu entnehmen.

Zur Bestimmung der Quellstärke der Strahler wird die Referenz-Luftkerna-Leistung<sup>(1)</sup>  $K_{ref} = (K_{e,100})_0$  in einer Schachtkonisationskammer gemessen. Die Angabe der Quellstärke als Luftkerna-Stärke nach AAPM TG-43 erhält man durch folgende Äquivalenz:

$$\frac{S_k}{[U]} = \frac{K_{ref}}{[mGy/h]} \cdot \frac{d_0^2}{[m^2]} \cdot 10^3$$

<sup>(1)</sup> Die „scheinbare Aktivität“ wird durch Division der Messgröße durch die entsprechende Konstante der Luftkernleistung  $\Gamma_A$  berechnet.

Tabelle 1:

Nuklid	$T_{1/2}$ in d	$\Gamma_A$ in $\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}\text{GBq}^{-1}$
Co-60	1925,3	306

Die scheinbare Aktivität kann für dieses Nuklid mit ausreichender Genauigkeit auch an Stelle der enthaltenen Aktivität verwendet werden.

Das verwendete Messgerät wird regelmäßig kalibriert, wobei die Kalibrierung auf die Primärstandards der PTB Deutschland rückführbar ist. Die relative kombinierte Messunsicherheit  $u(K_{ref})/K_{ref}$  und wird in Tabelle 2 für den Vertrauensbereich 95% angegeben.

Tabelle 2:

Typ	$u(K_{ref})/K_{ref}$ in %
Co0.A86	3,2

Vor der Auslieferung erfolgt bei allen Strahlern eine Prüfung gem. ISO 9978 auf Dichtheit und Oberflächenkontamination. Die Tests sind in Tabelle 3 mit Bezug auf die Kapitel dieser Norm spezifiziert.

Tabelle 3:

Typ	Dichtheitstest	Oberflächen-Kontaminationstest
Co0.A86	5.1.2	5.3.1

<sup>(2)</sup> Die Lebensdauer ist limitiert durch die maximale Anzahl der Fahrzyklen und maximal 5 Jahren Nutzung unter normalen Betriebsbedingungen und unter Verwendung von freigegebenen Applikatoren und unter Einhaltung der Systemspezifikation.

## HDR-Afterloading Sources

Eckert&Ziegler BEBIG GmbH afterloading units. Their source type is specified by the product code. For additional details as well as information on application refer to the instructions for use of the unit.

In order to determine the source strength, the reference air-kerna rate<sup>(1)</sup>  $K_{ref} = (K_{e,100})_0$  is measured in a well-type ionisation chamber. Conversion to air-kerna strength according to AAPM TG-43 is defined by the following relation:

$$\frac{S_k}{[U]} = \frac{K_{ref}}{[mGy/h]} \cdot \frac{d_0^2}{[m^2]} \cdot 10^3$$

<sup>(1)</sup> The "apparent activity" is calculated by dividing the measured value by the corresponding air kerna rate constant  $\Gamma_A$ .

table 1:

nuclide	$T_{1/2}$ in d	$\Gamma_A$ in $\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}\text{GBq}^{-1}$
Co-60	1925.3	306

For this nuclide, data of "apparent activity" may be also used as contained activity with sufficient accuracy.

The measuring device is periodically recalibrated. The calibration is traceable to the primary standards of the PTB Germany. The relative combined uncertainty  $u(K_{ref})/K_{ref}$  is stated in table 2 with confidence level 95%.

table 2:

type	$u(K_{ref})/K_{ref}$ in %
Co0.A86	3.2

Before shipment, all sources are checked for leak tightness and surface contamination, according to ISO 9978. The tests are specified in table 3 with reference to the corresponding chapter of this standard.

table 3:

type	Tightness	Surface-contamination
Co0.A86	5.1.2	5.3.1

<sup>(2)</sup> The source lifetime is limited due to the maximum number of duty cycles and a maximum of 5 years of use under normal operating conditions with approved applicators and in accordance with device specifications.

## 14.14. Certificado Cámara de Pozo

### CALIBRATION CERTIFICATE No. 1704706 (on a comparison measurement)

PTW

PTW Freiburg, Leinacher Str. 7, D-79113 Freiburg, Germany. Tel: +49-0361-49033-0, Fax: +49-0361-49033-22, E-Mail: info@ptw.de

#### Calibration Object

Radiation Detector

Detector [REF] TW33005 [SN] 121825  
Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW-Freiburg  
Customer Canberra Packard  
Central Europe GmbH  
Wienersiedlung 6  
A-2432 Schwadorf

Order No.: AU1703793  
Order Date: 2017-11-22

#### Calibration Results

Calibration Factor for isotope  $^{192}\text{Ir}$  Source Types:  
Nucletron microSelectron® / Nucletron microSelectron V2® /  
Nucletron Flexitron®  
in combination with PTW-Adapter type: T33002.1.009

Reference Air Kerma Rate	$N_{\text{AIRK}} = 9.124 \cdot 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$
Apparent Activity	$N_{\text{AA}} = 8.295 \cdot 10^{16} \text{ Bq A}^{-1}$ or $N_{\text{AA}} = 2.242 \cdot 10^8 \text{ Ci A}^{-1}$

#### Source Type Correction Table

Isotope	Source Type	Correction Factor ( $k_{\text{Source}}$ )
$^{192}\text{Ir}$	Eckert&Ziegler BEBIG Ir2 A85-2	1.0000
$^{192}\text{Ir}$	MDS Nordion GammaMed / Varian GammaMedPlus	0.9961
$^{192}\text{Ir}$	Varian Varsource	0.9829
$^{60}\text{Co}$	Nucletron Flexisource Co60	1.0330
$^{60}\text{Co}$	Eckert&Ziegler BEBIG Co0 A86 / Eckert&Ziegler BEBIG GK60M21	1.0340

Source type correction according:  $N_{\text{Source}} = N_{\text{AA}} \cdot k_{\text{Source}}$

Uncertainty of comparison measurement  
2.8 % (for Nucletron  $^{192}\text{Ir}$  source types)  
3.0 % (for all other  $^{192}\text{Ir}$  source types)  
3.4 % (for  $^{60}\text{Co}$  source types)

Calibration Date 2017-10-24  
Recalibration Interval 2 years (recommended)

Freiburg, 2017-12-19

PTW-Freiburg  
Physikalisch-Technische  
Werkstätten Dr. Pöschel GmbH

  
(Signature)

**Reference Conditions**

Temperature	293.2 K (20°C)
Air Pressure	1013.25 hPa
Relative Humidity	50%
Chamber Voltage/Polarity	+ 400 V

**Measurement Conditions and Set-up**

Climate Conditions	Temperature Range	(294.2 ± 3 ; K / 21 ± 3 ; °C)
	Air Pressure Range	(1000 ± 50 ; hPa)
	Rel. Humidity Range	(40 ± 20 ; %)

Irradiation Conditions	Isotope	<sup>137</sup> I
	Source Activity	approx. 5 Ci or 185 GBq
	Comparison Reference	TW33004-0027

Detector Arrangement Reference point position at approx. 95 mm below the upper edge of the chamber well (refers to the position with the maximum reading; for further information see manual and data sheet of detector).

Leakage Negligible during calibration

**Adapter/Applicator Correction**

Adapter	Applicator	$k_{\text{Applicator}}(^{137}\text{I})$	$k_{\text{Applicator}}(^{60}\text{Co})$
T33002 1 009	-	1.000	1.000
T33004 1 011 / 012 / 013	LAA 1400-GYN ∅ 3 mm	1.019	1.024
T33004 1 012	4 Fr VarSource Plastic Tipped Catheter	1.019	1.024
T33004 1 012	Varian GM11002070 ∅ 3 mm	1.029	1.027
T33004 1 013	11-00207 3 mm ∅ steel applicator	1.029	1.027
	Steel needle ∅ 1.7 mm	0.986	0.976

Adapter/Applicator correction according:  $N_{\text{app}} \cdot N_{\text{applicator}} \cdot N_{\text{adapter}}$

**Remarks**

- The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation ( $k=2$ ). The uncertainty of the calibration was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standards used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The overall uncertainty of a measurement is composed of the uncertainty of the calibration as well as uncertainty contributions that are caused by deviations from the reference conditions. A share for the long term stability of the object under calibration is not included.
- The comparison measurement is traceable to national standards of the German National Laboratory PTB Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the detector showing the intact sticker with the calibration certificate number. The calibration factors of instruments having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Test certificates without signature are not valid.
- The reference calibration factor is the one for Reference Air Kerma Rate.
- The <sup>137</sup>I conversion coefficient used between the Reference Air Kerma Rate calibration factor and the Apparent Activity calibration factor is  $9.091 \cdot 10^{17} \text{ Gy}^{-1} \text{ h m}^2 \text{ Bq}$ . All <sup>137</sup>I decay calculations are based on a half life time of 73.83 days.
- The <sup>60</sup>Co conversion coefficient used between the Reference Air Kerma Rate calibration factor and the Apparent Activity calibration factor is  $3.273 \cdot 10^{17} \text{ Gy}^{-1} \text{ h m}^2 \text{ Bq}$ . All <sup>60</sup>Co decay calculations are based on a half life time of 1925.3 days.
- The chamber is vented to atmospheric communication. Air density correction is necessary.
- The calibration object fully complies with the specifications given in the data sheet and user manual.
- The  $k_{\text{app}}$  refers to the <sup>137</sup>I apparent activity calibration factor ( $N_{\text{app}}$ ). The current check source value ( $k_{\text{cs}}$ ) is to be obtained by calculating the product of the <sup>137</sup>I calibration factor  $N_{\text{app}}$  and the electrometer reading (detector current). Before comparing with the  $k_{\text{cs}}$  value the  $k_{\text{app}}$  value has to be corrected with respect to the time elapsed and the half life time of the check source isotope ( $\rightarrow k_{\text{cs}}$ ).