



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

COMISIONAMIENTO Y PUESTA EN MARCHA DEL EQUIPO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS (MICROSELECTRON) EN LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN, PARA TRATAMIENTO DE PACIENTES CON CÁNCER GINECOLÓGICO.

Proyecto de titulación presentado previo a la obtención del grado académico de:

BIOFÍSICO

AUTORA: CATHERIN ALICIA PINO GARCÉS

TUTOR: MSc. FREDDY BENALCÁZAR

Riobamba-Ecuador

2017

©2017, Catherin Alicia Pino Garcés

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El tribunal del trabajo de titulación certifica que la investigación COMISIONAMIENTO Y PUESTA EN MARCHA DEL EQUIPO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TASA DE DOSIS (MICROSELECTRON) EN LA UNIDAD DE RADIOTERAPIA DEL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN, PARA TRATAMIENTO DE PACIENTES CON CÁNCER GINECOLÓGICO, de responsabilidad de la señorita Catherin Alicia Pino Garcés, ha sido minuciosamente revisado por los miembros del tribunal de Trabajo de Titulación quedando autorizada su presentación.

DIRECTOR DEL TRABAJO

DE TITULACIÓN

MSc. Freddy Benalcázar

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Biof. Teresa Altamirano

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Biof. Rosa Ormaza

DOCUMENTALISTA

SISBIB ESPOCH

Yo, Catherin Alicia Pino Garcés soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Proyecto y el patrimonio intelectual del Proyecto de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

CATHERIN ALICIA PINO GARCÉS

DEDICATORIA

A Dios

A mis padres Yolanda y Antonio

A mi hermana Evelyn Pino

A mis familiares

Catherin

AGRADECIMIENTO

A Dios por haberme guiado y permitido concluir mi trabajo con éxito, brindándome salud, perseverancia para poder lograr todos los objetivos propuestos en esta etapa de mi vida y sobre todo su infinita voluntad y amor.

A mis padres Yolanda Garcés y Antonio Pino, por acompañarme, guiarme e inculcarme los principios y valores que poseo que gracias a ello jamás me rendí y hoy por hoy he llegado al final de esta etapa académica una maravillosa parte de mi vida que conllevo una lucha constante y ahora se puede constatar los resultados obtenidos gracias al amor brindado.

A mi hermana Evelyn Pino, por ser el mejor ejemplo de una hermana mayor y de la cual recibí todo el apoyo incondicional y ayuda para poder afrontar los momentos difíciles manteniendo una lucha constante para la culminación de mis estudios profesionales y la elaboración de este trabajo.

A todos aquellos familiares que de una u otra forma me ayudaron y alentaron hasta el final.

ÍNDICE DE CONTENIDO

PORTADA

DERECHO DE AUTOR.....	-ii-
CERTIFICACIÓN.....	-iii-
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD.....	-iv-
DEDICATORIA.....	-v-
AGRADECIMIENTO.....	-vi-
TABLA DE CONTENIDO.....	-vii-
ÍNDICE DE TABLAS.....	-ix-
ÍNDICE DE FIGURAS.....	-x-
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	-xiii-
ÍNDICE DE ANEXOS.....	-xiv-
RESUMEN.....	-xv-
SUMARY.....	-xvi-
INTRODUCCIÓN.....	-xvii-

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL	- 1 -
1.1. Antecedentes.....	- 1 -
1.2. Planteamiento del problema	- 3 -
1.3. Justificación.....	- 4 -
1.3.1. <i>Justificación teórica</i>	- 4 -

1.3.2.	<i>Justificación metodológica</i>	- 4 -
1.3.3.	<i>Justificación práctica</i>	- 4 -
1.4.	Objetivos	- 5 -
1.4.1.	<i>Objetivo general</i>	- 5 -
1.4.2.	<i>Objetivos específicos</i>	- 5 -

CAPITULO II

2.	FUNDAMENTO TEÓRICO	- 6 -
2.1.	Braquiterapia	- 6 -
2.2.	Tipos de Braquiterapia	- 6 -
2.2.1.	<i>Según la vía de acceso al tumor</i>	- 7 -
2.2.2.	<i>Según la permanencia del material radiactivo en el cuerpo del paciente</i>	- 7 -
2.2.3.	<i>Según la Tasa de Dosis.</i>	- 8 -
2.3.	Fuentes de radiación en Braquiterapia	- 8 -
2.3.1	<i>Radio-226</i>	- 9 -
2.3.2	<i>Cesio-137</i>	- 9 -
2.3.3	<i>Cobalto-60</i>	- 10 -
2.3.4	<i>Iridio-192</i>	- 10 -
2.3.5	<i>Oro-198</i>	- 11 -
2.3.6	<i>Yodo-125</i>	- 11 -
2.3.7	<i>Paladio-103</i>	- 12 -
2.4.	Calibración de Fuentes de Braquiterapia	- 12 -
2.4.1.	<i>Especificación de la intensidad de la fuente</i>	- 12 -
2.4.1.1.	Actividad	- 12 -
2.4.1.2.	Tasa de Exposición a una distancia específica	- 13 -
2.4.1.3.	Equivalente de masa del radio	- 13 -

2.4.1.4.	Actividad aparente	- 13 -
2.4.1.5.	Intensidad de Kerma en Aire (Air Kerma Strength- S_k)	- 13 -
2.4.2.	<i>Calibración en Tasa de Exposición</i>	- 15 -
2.4.3.	<i>Cálculo de la Distribución de Dosis</i>	- 15 -
2.5.	Formalismo para el Cálculo de Dosis	- 16 -
2.6.	Microselectron HDR (Sistema de carga diferida a control remoto)	- 18 -
2.6.1.	Fuente y cable de comprobación	- 20 -
2.6.1.1.	Sistema de emergencia	- 20 -
2.6.1.2.	<i>Interconexiones del sistema</i>	- 20 -
2.6.1.3.	<i>Los interruptores de puerta</i>	- 21 -
2.6.1.4.	<i>Indicador de “fuente fuera del contenedor”</i>	- 21 -
2.6.1.5.	<i>Módulo que permite el inicio</i>	- 21 -
2.6.2.	Unidad de tratamiento (UT)	- 21 -
2.6.2.1.	<i>Cabezal de la unidad de tratamiento</i>	- 22 -
2.6.2.2.	<i>Base de la unidad de tratamiento</i>	- 22 -
2.6.2.3.	<i>Frenos de las ruedas</i>	- 22 -
2.6.3.	Panel de Control de Tratamiento (TCP)	- 24 -
2.6.4.	Estación de Control de Tratamiento (TCS)	- 25 -
2.6.4.1.	<i>Funciones del software para la Estación de control de tratamiento</i>	- 26 -
2.6.5.	Actividad de la fuente y factores de conversión	- 26 -
2.6.5.1.	<i>Corrección de la degradación de la fuente</i>	- 26 -
2.6.6.	Transferencia de los datos ONCENTRA al microSelectron-HDR	- 27 -
2.7.	Equipos utilizados para el comisionamiento Microselectron-HDR	- 27 -
2.7.1.	Cámara de ionización de tipo pozo	- 27 -
2.7.2.	Electrómetro	- 28 -
2.7.3.	Termómetro	- 28 -
2.7.4.	Barómetro	- 28 -
2.8.	Control estadístico de calidad	- 29 -

2.8.1.	Causas comunes y especiales de variación.....	- 29 -
2.8.2.	Cartas de control para variables.....	- 30 -
2.8.2.1.	<i>Límites de control</i>	- 31 -
2.8.2.2.	<i>Tipos de carta de Control</i>	- 32 -
2.8.2.3.	Carta de individuales.....	- 33 -
2.8.2.4.	Índice de inestabilidad, St	- 33 -

CAPITULO III

3.	DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN	- 35 -
3.1.	MATERIALES.....	- 35 -
3.1.1.	Comisionamiento y puesta en marcha del Microselectron-HDR	- 35 -
3.1.2.	Detectores dosimétricos.....	- 36 -
3.1.3.	Electrómetro.....	- 37 -
3.2.	Método.....	- 38 -
3.2.1.	<i>Pruebas Dosimétricas</i>	- 38 -
3.2.2.	<i>Pruebas de Seguridad</i>	- 38 -
3.2.3.	<i>Pruebas Mecánicas</i>	- 39 -
3.3.	Descripción de las pruebas experimentales desarrolladas	- 40 -
3.4.	Pruebas previas a la calibración de la fuente de ¹⁹² Ir	- 61 -

CAPITULO IV

4.1.	Análisis e interpretación de resultados	- 70 -
4.1.1.	Pruebas de Seguridad.....	- 70 -
4.1.2.	Pruebas dosimétricas.....	- 90 -
4.1.3.	Pruebas de Aspectos Mecánicos	- 92 -

CONCLUSIONES..... - 93 -

RECOMENDACIONES..... - 96 -

BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1- 2 Características físicas de los radionúclidos usados en braquiterapia.....	- 9 -
Tabla 1- 3 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización	- 37 -
Tabla 2- 3 Tipos y Caracterización de pruebas experimentales	- 39 -
Tabla 1-4 Carta de Control Individual del tiempo de permanencia de 5 s de la fuente	- 71 -
Tabla 2-4 Carta de Control Individual del tiempo de permanencia de 20 s de la fuente.....	- 74 -
Tabla 3-4 Carta de Control Individual del tiempo de permanencia de 45 s de la fuente.	- 77 -
Tabla 4-4 Carta de Control Individual del Indicador de posición de la fuente a 130cm.....	- 80 -
Tabla 5-4 Carta de Control Individual del Indicador de posición de la fuente a 140cm.....	- 83 -
Tabla 6-4 Carta de Control Individual del Indicador de posición de la fuente a 150cm.....	- 86 -

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2. Tipos de Braquiterapia	- 7 -
Figura 2-2. Fuente de ^{192}Ir	- 10 -
Figura 3-2. Diagrama Esquemático de semillas de ^{125}I . A: Modelo 6702. B: Modelo 6711..	- 11 -
Figura 4-2. Diagrama Esquemático de ^{103}Pd (modelo 200).	- 12 -
Figura 5-2. Posicionamiento para el cálculo de la $(K_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y consecuentemente el S_k , a una distancia $d_{\text{ref}}=1\text{m}$ del eje longitudinal, a lo largo del eje transversal de la fuente	- 16 -
Figura 6-2. Posicionamiento y parámetros para el cálculo de la dosis según el formalismo propuesto por la AAPM.	- 17 -
Figura 7-2. Esquema del modelo de la fuente utilizado en el equipo de carga diferida microSelectron-HDR	- 19 -
Figura 8-2. Equipamiento para Braquiterapia-Nucletron microSelectron	- 20 -
Figura 9-2. Unidad de Tratamiento.....	- 23 -
Figura 10-2. Panel de Control de Tratamiento.....	- 24 -
Figura 11-2. Estación de Control de Tratamiento.....	- 26 -
Figura 12-2. Manuales de Usuario microSelectron-HDR.....	- 35 -
Figura 1-3. Cámaras de ionización de tipo pozo.....	- 36 -
Figura 2-3. Electrómetro microSelectron de la marca Nucletron	- 38 -
Figura 3-3. Indicador de la salida de la fuente, presencia de radiación.	- 41 -
Figura 4-3. Cabezal de la Unidad de tratamiento.....	- 41 -
Figura 5-3. Monitor estacionario de radiación primalert.	- 42 -
Figura 6-3. Ejecución del botón de parada de emergencia en TCS	- 43 -
Figura 7-3. Interrupción de radiación al abrir la puerta B.....	- 43 -
Figura 8-3. Manivela dorada para el retorno manual de la fuente.	- 44 -
Figura 9-3. Indicador del uso de las Baterías de respaldo en el Panel de control de tratamiento ..	- 45 -
Figura 10-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 5s	- 46 -
Figura 11-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 20s	- 46 -
Figura 12-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 45s.	- 47 -
Figura 13-3. Guías conductoras de la fuente.....	- 48 -
Figura 14-3. Conectores hacia la Unidad de tratamiento	- 50 -
Figura 15-3. Conectores hacia la regleta.....	- 48 -
Figura 16-3. Dummies	- 49 -
Figura 17-3. Aplicadores de ovoide y tandem.....	- 52 -
Figura 18-3. Aplicadores de cilindro.....	- 50 -

Figura 19-3. Colocación de la guía de conducción en otro canal diferente al programado.	- 51 -
Figura 20-3. Interfaz que indica un mensaje de error del canal.	- 51 -
Figura 21-3. Llaves colocadas en el panel de control de tratamiento.	- 52 -
Figura 22-3. Medición de la contaminación ambiental de la sala de tratamiento a 1m.	- 53 -
Figura 23-3. Medición de fuga de radiación del equipo.	- 54 -
Figura 24-3. Ventana de posición de la fuente a 130cm.	- 55 -
Figura 25-3. Ventana de programación de la posición de la fuente a 140 cm.	- 56 -
Figura 26-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 150cm.	- 56 -
Figura 27-3. Monitor de visualización del paciente.	- 57 -
Figura 28-3. Intercomunicador fuera de la sala de tratamiento.	- 58 -
Figura 29-3. Hoja de impresión de las características de la fuente reportadas por el sistema Oncentra.	- 59 -
Figura 30-3. Posicionamiento de las películas radiográficas.	- 60 -
Figura 31-3. Posicionamiento de la cámara de pozo.	- 64 -
Figura 32-3. Cámara de pozo conectada hacia el electrómetro.	- 64 -
Figura 33-3. Electrómetro +300V.	- 65 -
Figura 47-3. Electrómetro +150.	- 65 -
Figura 34-3. Programación de la posición de la fuente para determinar la lectura máxima a intervalos de 1cm.	- 66 -
Figura 35-3. Programación de la posición de la fuente para determinar la lectura máxima a intervalos de 0.5 cm.	- 67 -
Figura 36-3. Regleta de chequeo de posición de la fuente para control de calidad.	- 120 -
Figura 37-3. Equipo de carga diferida a control remoto (microSelectron-HDR).	- 121 -
Figura 38-3. Posicion del aplicador desde el equipo de alta tasa de dosis hacia la regleta.	- 121 -
Figura 39-3. Colocación del seguro del indexador.	- 122 -
Figura 40-3. Reposicionamiento del simulador de fuente.	- 122 -
Figura 41-3 Comprobación del cierre de la puerta A.	- 122 -
Figura 56. Comprobación del cierre de la puerta B.	- 123 -
Figura 42-3. Pantalla de inicio de la estación de control de tratamiento Oncentra.	- 123 -
Figura 44-3. Pantalla de inicio con el ingreso al Oncentra TCS.	- 124 -
Figura 45-3. Verificación de la funcionalidad de los componentes del sistema Oncentra. ...	- 124 -
Figura 46-3. Análisis de los componentes del Oncentra TCS.	- 124 -
Figura 47-3. Finalización de la verificación del Oncentra TCS.	- 125 -
Figura 48-3. Interfaz de comprobación del Self Test.	- 125 -
Figura 49-3. Menú principal de la pantalla de inicio Oncentra TCS.	- 126 -
Figura 50-3. Modificación de valores en la ventana Source position.	- 126 -
Figura 51-3. Cambio de valores en la ventana Source position.	- 127 -

Figura 52-3. Panel de control de tratamiento (TCP).....	- 127 -
Figura 53-3. Indicador de la salida de la fuente, presencia de radiación.	- 128 -
Figura 54-3. Cabezal de la Unidad de tratamiento.....	- 128 -
Figura 55-3. Monitor estacionario de radiación primalert.....	- 128 -
Figura 56-3. Medición de radiación dentro de la sala de tratamiento.....	- 129 -
Figura 57-3. Ejecución del botón de parada de emergencia en TCS.	- 129 -
Figura 58-3. Interrupción de radiación al abrir la puerta B.....	- 130 -
Figura 59-3. Manivela dorada para el retorno manual de la fuente.	- 130 -
Figura 60-3. Indicador del uso de las Baterías de respaldo en el Panel de control	- 131 -
Figura 61-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 5s.	- 131 -
Figura 62-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 20s.	- 132 -
Figura 63-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 45s.	- 132 -
Figura 64-3. Guías conductoras de la fuente.....	- 133 -
Figura 65-3. Conectores hacia la Unidad de tratamiento.....	- 138 -
Figura 66-3. Conectores hacia la regleta.....	- 138 -
Figura 67-3. Dummies	- 134 -
Figura 68-3. Tipos de Aplicadores.....	- 134 -
Figura 69-3. Colocación de la guía de conducción en otro canal diferente al programado. .-	- 135 -
Figura 70-3. Ventana que indica un mensaje de error del canal.	- 136 -
Figura 71-3. Colocación de las llaves en el panel de control de tratamiento.	- 136 -
Figura 72-3. Medición de la salida de radiación de la sala de tratamiento a 1m.	- 137 -
Figura 73-3. Medición de la fuga de radiación del equipo en contacto con el detector.....	- 138 -
Figura 74-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 130cm.....	- 138 -
Figura 75-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 140cm.....	- 139 -
Figura 76-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 150cm.....	- 139 -
Figura 77-3. Monitor de visualización del paciente.....	- 140 -
Figura 78-3. Intercomunicador fuera de la sala de tratamiento.	- 140 -
Figura 79-3. Hoja de impresión de las características de la fuente del sistema Oncentra.....	- 141 -
Figura 80-3. Posicionamiento de las películas radiográficas.	- 141 -

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-4. Análisis de capacidad del Tiempo de permanencia de 5s usando Minitab.....	- 63 -
Gráfico 2-4. Análisis de capacidad del tiempo de permanencia de 20 s usando Minitab.....	- 66 -
Gráfico 3-4. Análisis de capacidad del tiempo de permanencia de 45 s usando Minitab.....	- 69 -
Gráfico 4-4. Análisis de capacidad del Indicador de posición de la fuente a 130cm usando Minitab.....	- 72 -
Gráfico 5-4. Análisis de capacidad del Indicador de posición de la fuente a 140cm usando Minitab.....	- 75 -
Gráfico 6-4. Análisis de capacidad del Indicador de posición de la fuente a 150cm usando Minitab.....	- 79 -
Gráfico 7-4. Posición de Lectura máxima.....	- 80 -

INDICE DE ANEXOS

Anexo A. Tabla Función de Dosis Radial

Anexo B. Función de Anisotropía

Anexo C. Certificado de la fuente de ^{192}Ir

Anexo D. Hoja de especificaciones del sistema de carga diferida microSelectron-HDR.

Anexo E. Certificado de calibración de la cámara de ionización de tipo pozo

Anexo F. Hoja de control de la Prueba de Fuga y Repetibilidad

Anexo G. Hoja para el control de la calibración de la fuente de ^{192}Ir

Anexo H. Hoja para el control de calidad diario del equipo microSelectron-HDR

Anexo I. Hoja para el control de calidad para cada cambio de fuente del equipo
microSelectron-HDR

Anexo J. Plantilla para dosimetría y control de calidad de braquiterapia-HCAM

Anexo K. Plantilla para cálculo de la dosis biológica equivalente (BED) en 2D

Anexo L. Plantilla para cálculo de la dosis biológica equivalente (BED) en 3D

Anexo M. Protocolo de control diario del equipo de carga remota microSelectron-HDR

RESUMEN

El objetivo fue comisionar y poner en marcha el equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis (microSelectron) de la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín, para el tratamiento de pacientes con cáncer ginecológico. Se realizó un análisis del reporte Task Group No.43 de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), reporte TECDOC 1151 basado en los Aspectos físicos de garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), y los manuales de usuario del equipo microSelectron-HDR. Se utilizó el microSelectron-HDR, la cámara de pozo, detectores de radiación, electrómetro, guías de conducción para las mediciones, mediante el TECDOC 1151 y el manual de Braquiterapia de Alta tasa de dosis (BATD) del Instituto Nacional del Cáncer (INCA) – Brasil, teniendo en cuenta el posicionamiento de los instrumentos de medición y varios factores como sensibilidad, radiación de fuga, reproducibilidad y repetitividad, entre otros. Posteriormente se calibraron los equipos del conjunto dosimétrico mediante la utilización del Acelerador lineal Sinergy con una energía de 6MV y 100UM; continuando con la determinación de las pruebas necesarias para el control de calidad del equipo de alta tasa de dosis. El error obtenido una vez calibrada la fuente de Iridio 192 por medio de la cámara de pozo fue del 3%, tolerancia de ± 1 con respecto al posicionamiento de la fuente con filme radiográfico y tiempo de permanencia de la fuente una tolerancia de ± 0.5 con respecto a las cartas de control que indican la estabilidad del proceso. Se concluye que el microSelectron-HDR se encuentra listo para uso clínico en el tratamiento de pacientes con cáncer ginecológico, debido a que cumple con todos los parámetros recomendados por los protocolos internacionales, se recomienda utilizar los resultados de este trabajo como referencia si se requiere realizar un control de calidad del equipo para verificar su funcionalidad y límites de tolerancia.

Palabras clave: <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS MÉDICAS>, <BIOFÍSICA>, <RADIOTERAPIA>, <MICROSELECTRON-HDR>, <BRAQUITERAPIA INTRACAVITARIA>, < IRIDIO-192>, <ONCENTRA (SOFTWARE)>, <CONTROL DE CALIDAD>.

SUMMARY

The objective was to commission and implement the high dose rate of brachytherapy equipment (microSelectron) of Carlos Andrade Marín Hospital Radiotherapy Unit for the treatment of patients with gynecological cancer. A report was made by Task Group N.43 of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), TECDOC 1151 report based on physical aspects of quality assurance in radiotherapy: Quality control protocol of the International Atomic Energy Agency (IAEA), and the microSelectron-HDR user manuals.

The microSelectron-HDR, the well chamber, radiation detectors, electrometer, conduction guides for the measurements were used, through the TECDOC 1151 and the Manual of High Rate of Brachytherapy (BATD) of de National Cancer Institute (INCA) –Brazil. Taking into account the positioning of measuring instruments and various factors such as sensitivity, leakage radiation, reproducibility and repeatability, among others. Later, the dosimetric set equipment was calibrated by using the Linear Accelerator Synergy with an energy of 6MV and 100 UM; continuing with the determination of necessary tests for the equipment quality control of high dose rate. The error obtained after calibrating the source of Iridium 192 by means of the well chamber was 3% tolerance of ± 1 with respect to the positioning of the source with radiographic film and time of permanence of the source a tolerance of ± 0.5 with respect to control charts indicating the process stability. It is concluded that the microSelectron-HDR is ready for clinical use in the treatment of patients with gynecological cancer, because it complies with all the parameters recommended by the international protocols. It is recommended to use the results of this work as reference if it is necessary to perform a quality control of the equipment to verify its functionality and limits of tolerance.

Keywords: <TECHNOLOGY AND MEDICAL SCIENCIES>, <BIOPHYSICS>, <RADIOTHERAPY>, <MICROSELECTRON-HDR>, <INTRACAVITARY BRACHYTHERAPY>, <IRIDIUM-192>, <ONCENTRA (SOFTWARE)>, <QUALITY CONTROL>

INTRODUCCION

El Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social cuenta con uno de los hospitales más importantes del país, el hospital de tercer nivel Carlos Andrade Marín (HCAM), el cual es uno de los hospitales de más alta complejidad en la zona norte del país. El Servicio de Oncología y Radioterapia inició sus actividades en el año de 1973, siendo este el primero en brindar asistencia radioterapéutica en el país.

Después de la época de la cobaltoterapia, con el fin de innovar equipos y tecnologías, se adquirieron dos aceleradores lineales de marca comercial *Elekta* (Compact y Synergy), a su vez se adquirieron sistemas de planificación, simulación y equipos para realizar el control de calidad y dosimetría de los haces de radiación; todo con la finalidad de ofrecer a los pacientes un tratamiento radioterapéutico óptimo.

Con la idea de ir innovando la Unidad de Radioterapia del HCAM vio la necesidad de implementar un equipo de alta tasa de dosis microSelectron-HDR para el uso en pacientes con cáncer ginecológico para el servicio de Braquiterapia. Para la puesta en marcha de dicho equipo para tratamientos clínicos se decidió realizar el presente trabajo de titulación.

El documento que se está presentando se encuentra estructurado de la siguiente manera:

El Capítulo I se presenta el Marco Referencial que consta de antecedentes, planteamiento del problema, justificación y objetivos, que permiten dar a conocer la necesidad que tiene el HCAM en el comisionamiento y puesta en marcha del microSelectron-HDR, al mismo tiempo se presenta una descripción rápida de trabajos previos realizados en este campo por parte de varios investigadores los mismos que sirvieron de guía para la puesta en marcha del equipo de alta tasa de dosis.

En el Capítulo II se presenta la fundamentación teórica que sirvió de sustento para la realización de este trabajo, además se describen las magnitudes dosimétricas empleadas en la calibración de fuentes de braquiterapia, el formalismo de cálculo de dosis aplicado y el equipamiento dosimétrico utilizado y el tratamiento estadístico de los datos obtenidos.

En el Capítulo III se detalla el desarrollo de cada una de las pruebas efectuadas al microSelectron-HDR, detallando las características de los materiales y equipos utilizados, el posicionamiento, recolección de datos y se presentan imágenes representativas de los procesos de aplicación de las pruebas planteadas.

En el Capítulo IV se presenta los resultados obtenidos y su respectivo análisis e interpretación, demostrando que el equipo se encuentra dentro de la tolerancia recomendada por el fabricante, protocolos internacionales y experiencias de otros investigadores reportada en sus trabajos presentados.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

En The International Journal of Medical Physics Research and Practice, (Andrássy et al., 2012: pp 1-3) se publicó un artículo titulado “Co-60 frente a Ir-192 en braquiterapia de alta tasa de dosis: comparación científica y técnica” trabajo en el cual se indican las principales ventajas y desventajas de los isótopos mencionados para equipos de carga diferida remota y en el que se concluye “Ambas fuentes originan distribuciones de dosis similares dentro del volumen de tratamiento por lo que las herramientas de optimización y de planificación inversa proporcionan resultados similares”.

Investigadores del Instituto Nacional del Cáncer (INCA) (Campos de Araujo et al., 2009: pp 66-95) presentan un trabajo titulado Braquiterapia de alta tasa de dosis para físicos: fundamentos, calibración y control de calidad; en el cual se indican las principales pruebas de control, determinación de la tasa de referencia de kerma en aire, y las pruebas de control de calidad para Braquiterapia de Alta tasa de dosis. “Los procedimientos realizados de calibración y control de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis de forma efectiva y segura aseguran la calidad del tratamiento radioterápico, destinado a los pacientes con cáncer”.

La Sociedad Brasileña de Protección Radiológica (SBPR), en su IX Congreso Regional Latinoamericano IRPA sobre Protección y Seguridad contra las Radiaciones (Pérez Carreño et al., 2013: pp 3-8) presentan un trabajo en el cual se estudian tres procedimientos experimentales para realizar la calibración de una fuente de ^{192}Ir de Alta Tasa de Dosis para uso clínico en braquiterapia, realizando una comparación y un análisis de las ventajas y desventajas de cada uno de ellos. “Se comprueba que el procedimiento ideal para la calibración es el realizado con la cámara de pozo, ya que su geometría permite realizar una medición adecuada para la distribución de dosis, verificando que las dosis entregadas se encuentran en tolerancia de $\pm 5\%$ ”.

El Organismo Internacional de Energía Atómica en su trabajo titulado “ASPECTOS FÍSICOS DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA: PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD” (TECDOC 1151) se basa fundamentalmente en recomendaciones para los aspectos físicos de la Garantía de Calidad (GC) en tratamientos de radioterapia, con el fin de garantizar que la exactitud del tratamiento sea aceptable. (Andreo et al., 2000: http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/TECDOC_1151_%20Aspectos_fisicos_de_la_garantia_de_calidad_en_radio_terapia_protocolo_de_control_de_calidad.pdf)

El Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social cuenta con uno de los hospitales más importantes del país, el Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM, 2016) el cuales un hospital de tercer nivel debido a los servicios médicos que brinda. Este hospital fue inaugurado el 30 de mayo de 1970.

En los países industrializados la incidencia de cáncer es mayor en hombres, principalmente por la gran frecuencia del cáncer de pulmón y de próstata, mientras que en los países en vías de desarrollo es más frecuente el cáncer en mujeres, debido a la alta incidencia de algunos cánceres ginecológicos, como el de cuello uterino. Esta información ha sido reconocida por la Agencia Internacional de Investigación sobre Cáncer, IARC.

Desafortunadamente la mortalidad por cáncer de cérvix en el país, sigue teniendo valores altos, más aún en las poblaciones pobres. En los 25 años de análisis los indicadores epidemiológicos proporcionados por la revista Oncológica SOLCA en la edición número 15^o publicada en octubre del 2014 en la ciudad de Quito muestran una reducción sostenida en el tiempo. Se puede observar, en la primera década, tasas estandarizadas de 30 por 100000 mujeres. Se produce un descenso a partir de la segunda parte de los años 90 cuando empieza una disminución significativa hasta llegar a 17,5 por 100000 mujeres, con una reducción del 43%. El cáncer cérvico uterino ocupa el tercer lugar en incidencia luego del cáncer de mama y tiroides, pero como causa de muerte está en segundo lugar, luego del cáncer de estómago. (SOLCA, 2014: pp 120-133)

El Hospital Carlos Andrade Marín cuenta con la Unidad de Radioterapia externa o teleterapia y también con un área de braquiterapia, para dar tratamiento a pacientes oncológicos, mediante la utilización de radiaciones ionizantes. Según las estadísticas tomadas de la realización de la simulación a pacientes para tratamientos de radioterapia en la Tomografía Computarizada (TC), durante el año 2014, 2015 y hasta julio del 2016 se han atendido un total de 1594pacientes, de los cuales 193 son de patología ginecológica. ((HCAM), 2016)

Debido a la alta incidencia de cáncer ginecológico y a la necesidad de dar una mejor calidad de vida al paciente oncológico, el HCAM mediante su Unidad de Radioterapia se encuentra poniendo en funcionamiento el área de Braquiterapia, a través de un sistema de carga diferida a control remoto de alta tasa de dosis (HDR), para lo cual se requiere: de la calibración de la fuente de ¹⁹²Ir,

puesta en marcha y funcionamiento del equipo mediante pruebas mecánicas, calibraciones del equipo y de la fuente, control de calidad, cálculos de la tasa de dosis, la cual deberá cumplir con normas estándar de protocolos internacionales como el TG-43 de la AAPM y el protocolo del Instituto Nacional del Cáncer (INCA) perteneciente a Brasil, con la finalidad de optimizar y garantizar un tratamiento de manera localizada. Inicialmente se utilizará este equipo en tratamientos de pacientes con cáncer ginecológico.

1.2. Planteamiento del problema

La radioterapia es un tratamiento que consiste en la utilización de radiaciones ionizantes de alta energía, generalmente sobre alteraciones de células malignas. Existen dos tipos de radioterapia: radioterapia externa se encarga de la utilización de radiación ionizante de alta energía dirigidos hacia el tumor desde una fuente localizado en el exterior del cuerpo y la radioterapia interna o también llamada braquiterapia, la cual consiste en la colocación del material radioactivo directamente dentro o cerca del tumor.

Las fuentes radiactivas se administran de forma encapsuladas dentro o en la proximidad de un tumor (distancia “corta” entre el volumen a tratar y la fuente). La braquiterapia fue una de las primeras manifestaciones de la radioterapia utilizada a finales del siglo XIX. El objetivo primordial de la braquiterapia es administrar dosis muy altas a volúmenes tisulares restringidos a tumores pequeños, con límites bien definidos y con dosis muy bajas a tejidos u órganos de riesgo. (Catú Marcos, 2012, pp. 6-12)

En el Ecuador existen instituciones médicas tanto públicas como privadas que cuentan con un departamento de Radioterapia, pero no todas cuentan con el Servicio de Braquiterapia para atender pacientes con cáncer ya sea de tipo ginecológico u otros. El Hospital Carlos Andrade Marín, ha adquirido el equipo microSelectron de alta tasa de dosis (HDR) de la empresa Nucletron, el cual se requiere poner en marcha para tratamientos de braquiterapia ginecológica.

1.3. Justificación

1.3.1. Justificación teórica

La braquiterapia como tratamiento terapéutico busca principalmente administrar dosis altas de radiación al tumor, con dosis bajas a los tejidos y órganos normales a su alrededor y en menor tiempo que el tratamiento de radioterapia externa (EBT) disminuyendo la afectación a órganos de riesgo, ya que concentra la mayor dosis de radiación en la zona del tumor. Considerando que durante los años 2014, 2015 y hasta Junio de 2016 la atención de pacientes con cáncer ginecológico en el departamento de radioterapia es alta, las autoridades del HCAM se han visto en la necesidad de implementar esta nueva modalidad de tratamiento.

1.3.2. Justificación metodológica

El presente proyecto se justifica debido a que se cuenta con el equipo y accesorios para el tratamiento, así como el suficiente material bibliográfico que servirá de referencia para que dicho proyecto sea factible para su desarrollo. Su importancia se debe a la efectividad de este tipo de tratamiento utilizando una fuente del isótopo radiactivo ^{192}Ir , la misma que se coloca dentro o en la proximidad del tumor.

Se puede también tratar otros tipos de patologías de cáncer localizados en varias partes del cuerpo humano tales como: próstata, cérvix, cabeza y cuello, piel, mama, vesícula biliar, útero, vagina, pulmón, recto y ojos. Todo este tipo de patologías se irán implementando de manera progresiva, debido a que se cuenta con el aval y apoyo de la Jefatura de la Unidad de Radioterapia, además se cuenta con el apoyo profesional de los Físicos Médicos de la misma.

1.3.3. Justificación práctica

La implementación y la puesta en marcha del área de Braquiterapia beneficiarán a la población de cáncer ginecológico y a futuro a otros tipos de patologías, teniendo un tratamiento más eficiente en las pacientes. La mayoría de tratamientos con braquiterapia es una complementación a la radioterapia externa.

El Trabajo de Titulación planteado posee relevancia social debido a que se pondrá en marcha el equipo nucletrón microSelectron de altas tasas de dosis (HDR) y la utilización de cada uno de los accesorios dentro de la nueva área de Braquiterapia en beneficio de los pacientes oncológicos afiliados al Instituto de Seguridad Social. De igual manera, el trabajo de titulación satisface el Objetivo 3 del Plan Nacional del Buen Vivir “MEJORAR LA CALIDAD DE VIDA DE LA POBLACIÓN” Artículo 1 “Promover el mejoramiento de la calidad en la prestación de servicios de atención que componen el Sistema Nacional de Inclusión y Equidad Social”.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

- Comisionar y poner en marcha el equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) microSelectron de la unidad de radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín, para el tratamiento de pacientes con cáncer ginecológico.

1.4.2. Objetivos específicos

- Conocer las características técnicas (hardware y software) y funcionalidad del equipo de Braquiterapia microSelectron para alta tasa de dosis (HDR).
- Calibrar la fuente radiactiva de Iridio 192
- Realizar el control de calidad de la fuente y del microSelectron-HDR.
- Implementar un protocolo de control de calidad para el sistema integrado de Braquiterapia.

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1. Braquiterapia

La braquiterapia viene del vocablo griego “brachys” cuyo significado es “cerca de”. La braquiterapia está definida como un tratamiento radioterapéutico que cumple con los objetivos fundamentales de proporcionar una máxima dosis para el tumor y la menor dosis al tejido sano que lo rodea, lo cual se obtiene mediante la colocación de una fuente radioactiva dentro del tumor o en la zona adyacente, mediante aplicadores especialmente diseñados y dispositivos de administración remota controlados por ordenador. Una de las características principales de la braquiterapia es que gracias a los avances tecnológicos e informáticos tanto en la planificación de tratamientos como en su administración asistida por imágenes proporcionan una mejora en la eficacia a la vez que se minimiza la exposición no deseada de los tejidos y órganos sanos circundantes. (Villa et al., 2009: pp. 2-4)

La braquiterapia ligada directamente a sus objetivos a través de la historia con 100 años de experiencia y 14000 artículos en los últimos 50 años avalan la eficacia de la braquiterapia y su excelente perfil de seguridad, además que en la actualidad este tipo de tratamiento tiene una buena tolerancia y ayuda a conservar la calidad de vida. (R.Pötter, 2009, <https://www.brachyacademy.com/wp-content/uploads/2014/05/888.00164ES-MKT01-White-Paper-General.pdf>.)

2.2. Tipos de Braquiterapia

Existen múltiples formas de administración de braquiterapia.

2.2.1. Según la vía de acceso al volumen blanco

- **Braquiterapia intracavitaria o endoluminal.-** el material radiactivo queda colocado en el interior de cavidades naturales del organismo, en contacto con el tumor o la zona a irradiar. Se emplea en el cáncer ginecológico tanto de endometrio, cérvix y vagina.
- **Braquiterapia intersticial,** el material radioactivo se coloca dentro del tejido tumoral, en este grupo tenemos los implantes de cerebro, de tumores de partes blandas.
- **Braquiterapia superficial,** El material radiactivo se coloca en contacto con la superficie del tumor o lesión que se desea tratar. Se utiliza, por ejemplo, en el tratamiento de tumores cutáneos (cáncer de piel).

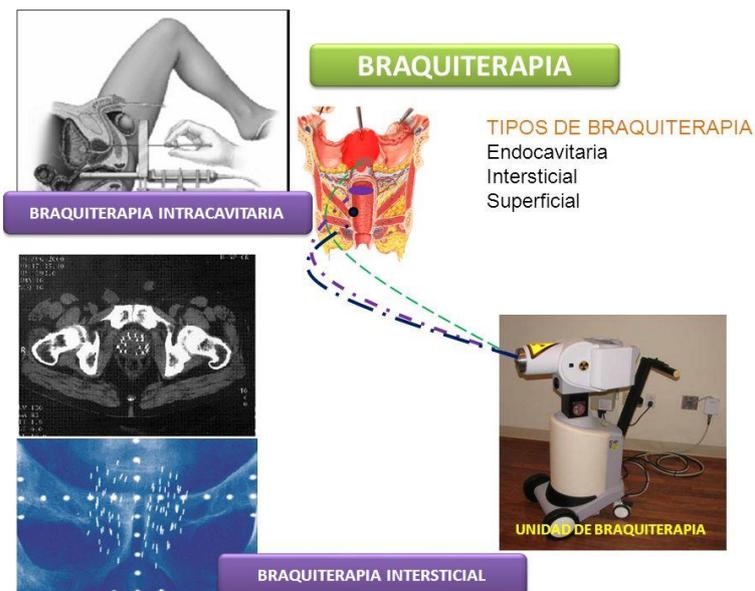


Figura 1-2. Tipos de Braquiterapia

Fuente:<http://slideplayer.es/slide/1034725/>

2.2.2. Según la permanencia del material radiactivo en el cuerpo del paciente

- **Braquiterapia de implante temporal,** Los implantes temporales emiten radiación durante el tiempo de planificación de tratamiento, el cual es común en la mayor parte de los implantes intracavitarios.

- **Braquiterapia de implante permanente**, Los implantes permanentes emiten pequeñas dosis de radiación mientras decae totalmente el material radiactivo, como ejemplo tenemos la mayoría de los implantes de cerebro y próstata. (Gerbaulet & Meertens, 2002, pp. 1-16)

2.2.3. *Según la Tasa de Dosis.*

- **Braquiterapia de baja tasa** (Low Dose Rate) quiere decir que la intensidad con que la radiación es liberada al medio circundante debe ser menor que 2 Gy/h.
- **Braquiterapia de media tasa de dosis** (Medium Dose Rate) quiere decir que la intensidad con que la radiación es liberada al medio circundante debe estar dentro de un rango de tasa de dosis entre 2 y 12 Gy/h.
- **Braquiterapia de alta tasa de dosis**(High Dose Rate) la intensidad con que la radiación es liberada al medio circundante debe ser mayor a 12 Gy/h. (Gómez, 2010, pp. 15-16)

2.3. **Fuentes de radiación en Braquiterapia**

La braquiterapia inicia con el descubrimiento del radioisótopo ^{226}Ra . Después de la segunda guerra mundial se han desarrollado numerosos isótopos artificiales generados en reactores nucleares los cuales ofrecen algunas ventajas físicas en algunas situaciones debido a: la energía de sus rayos γ , flexibilidad de las fuentes, tamaño de las fuentes y vida media.

Tabla 1- 2 Características físicas de los radionúclidos usados en braquiterapia

Radionuclide	Half-Life	Photon Energy (MeV)	Half-Value Layer (mm lead)	Exposure Rate Constant (Rcm ² /m
²²⁶ Ra	1,600 yr	0.047â€²2.45 (0.83 avg)	12.0	8.25 ^{a,b} (Rcm ² /mg-h)
²²² Rn	3.83 days	0.047â€²2.45 (0.83 avg)	12.0	10.15 ^{a,c}
⁶⁰ Co	5.26 yr	1.17, 1.33	11.0	13.07 ^c
¹³⁷ Cs	30.0 yr	0.662	5.5	3.26 ^c
¹⁹² Ir	73.8 days	0.136â€²1.06 (0.38 avg)	2.5	4.69 ^c
¹⁹⁸ Au	2.7 days	0.412	2.5	2.38 ^c
¹²⁵ I	59.4 days	0.028 avg	0.025	1.46 ^c
¹⁰³ Pd	17.0 days	0.021 avg	0.008	1.48 ^c

^aIn equilibrium with daughter products.
^bFiltered by 0.5 mm Pt.
^cUnfiltered.

Fuente: (Khan, 2003)

2.3.1 Radio-226

El ²²⁶Ra puede encontrarse en la naturaleza, éste posee un periodo de semidesintegración de 1600 años y se forma directamente de la desintegración del Uranio-238.

2.3.2 Cesio-137

El ¹³⁷Cs es un radioisótopo emisor de rayos γ monoenergético con energías de 0.662 MV, tiene una vida media cercana a 30 años. Cuando nos referimos a la desintegración del ¹³⁷Cs se puede mencionar que este se transforma en ¹³⁷Ba por un proceso de decaimiento β^- . (Khan, 2010, p. 273)

2.3.3 Cobalto-60

El ^{60}Co es un isótopo radiactivo que emite radiaciones beta y gamma. Las principales ventajas de ^{60}Co es su alta actividad específica, que permite la fabricación de pequeñas fuentes requeridas para algunos aplicadores especiales. Sin embargo, es más caro que ^{137}Cs y tiene una vida media relativamente corta (5.26 años). (Khan, 2010)

2.3.4 Iridio-192

El ^{192}Ir es un radionúclido con una alta actividad específica (o actividad por unidad de masa) 10Ci, lo que significa que una fuente muy pequeña puede proporcionar tasas de dosis muy altas (HDR). Las fuentes de ^{192}Ir se fabrican en forma de alambres delgados y flexibles que se pueden cortar a la longitud deseada, además tanto los hilos y las semillas son muy adecuados para la técnica de carga diferida. (Khan, 2010)

La fuente radiactiva está contenida dentro de una funda metálica, de platino para las fuentes de baja tasa y de acero inoxidable para las de alta. La funda metálica cumple dos condiciones, la primera contener al material radiactivo manteniendo su estanqueidad y la segunda filtrar la radiación beta indeseable para este tipo de tratamiento. La energía media de emisión de radiación gamma es de 0.38 MV y el periodo de semidesintegración es de 74.02 días. El cambio de fuente se lo realiza cada tres o cuatro meses. (IAEA, 2010)



Figura 2-2. Fuente de ^{192}Ir

Fuente: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/2_Radiotherapy/RadSafetyBrachytherapy.htm

2.3.5 Oro-198

El ^{98}Au tiene una vida media de 2.7 días y emite rayos γ monoenergéticos de 0.412 MV de energía, también emite rayos β de una energía máxima de 0.96 MeV pero son absorbidos por una capa de platino de 0.1 mm que rodea las semillas. Una semilla de oro es generalmente de 2.5 mm de longitud con un diámetro externo de 0.8mm. Debido a la baja energía de sus rayos γ , la protección del personal es más fácil de manejar que en el caso del radón. (Khan, 2010)

2.3.6 Yodo-125

Las ventajas de este isótopo sobre el radón y el ^{198}Au , es su larga vida media (59.4 días). Existen tres modelos de semillas de ^{125}I , el diseño 6701, 6702 y 6711, su fabricación es idéntica en tamaño y encapsulación pero difiere en el diseño de la fuente activa. El valor de la constante de la tasa de exposición es de $1.464 \text{ Rcm}^2 \text{ mCi}^{-1} \text{ h}^{-1}$.

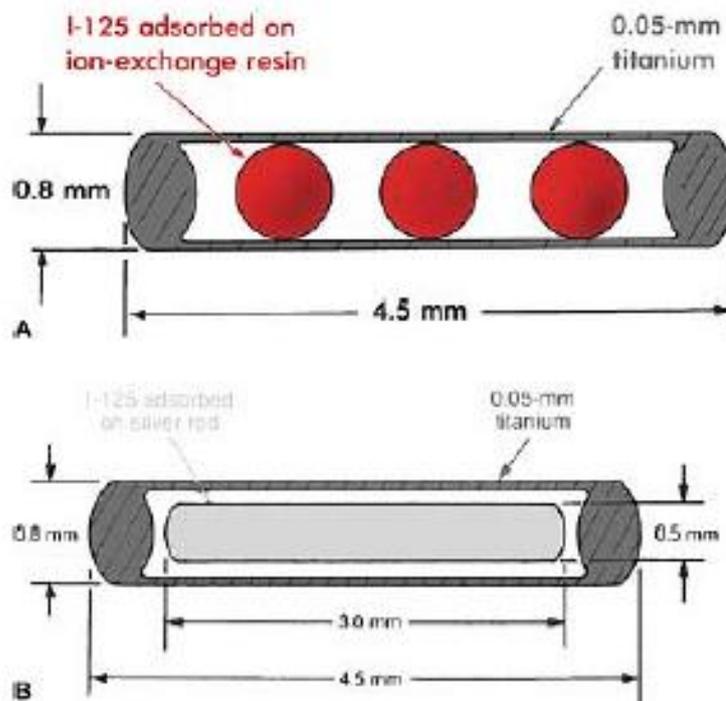


Figura 3-2. Diagrama Esquemático de semillas de ^{125}I . **A:** Modelo 6702. **B:** Modelo 6711.

Fuente:(Khan F. M., 2010)

2.3.7 *Paladio-103*

Este radionúclido tiene una vida media de 17 días. El ^{103}Pd decae por la captura del electrón con la emisión de Rayos x característicos en el rango de 20 a 23 kV (promedio de energía de 20.9 kV) y electrones Auger.

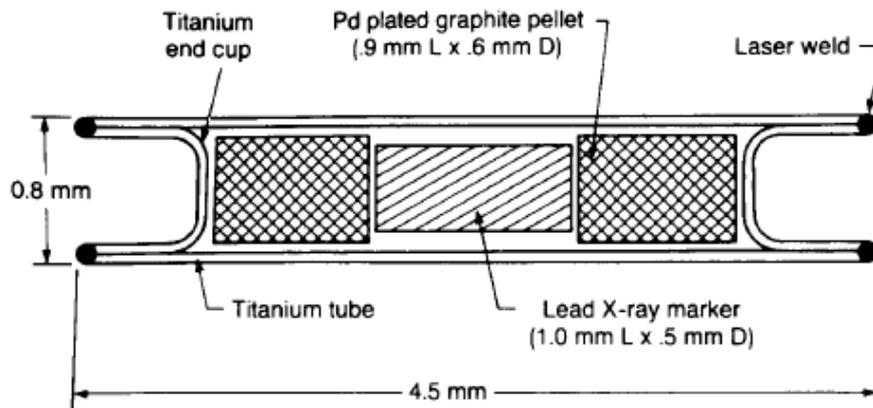


Figura 4-2. Diagrama Esquemático de ^{103}Pd (modelo 200).

Fuente: (Khan F. M., 2010)

2.4. Calibración de Fuentes de Braquiterapia

2.4.1. Especificación de la intensidad de la fuente

La intensidad de una fuente de braquiterapia se puede especificar a través de diferentes magnitudes.

2.4.1.1. Actividad

La intensidad de la fuente para cualquier radionúclido puede ser específica en términos de milicurios (mCi). La tasa de exposición para un punto en particular es proporcional al producto de la actividad y su constante de tasa de exposición. Sin embargo, los errores se introducen en este método debido a que las correcciones deben aplicarse para la fuente y la filtración de la pared, entonces la constante de tasa de exposición no puede ser conocida con exactitud. (Khan, 2010)

2.4.1.2. Tasa de Exposición a una distancia específica

El Consejo Nacional de Protección y Medición de la Radiación (NCRP) recomienda que la intensidad de cualquier emisor γ debe ser especificado directamente en términos de tasa de exposición en aire a una distancia especificada, tal como 1 m. Esta especificación puede llevarse a cabo simplemente por la medición de la tasa de exposición al aire libre a una distancia suficientemente grande para que la fuente dada pueda ser tratada como un punto. Una larga distancia geometría de medición minimiza la dependencia de la calibración de la construcción de la fuente y el detector, porque ambos se pueden tratar como puntos. Además, el efecto de la transmisión oblicua de los fotones a través de la cápsula de la fuente se convierte en insignificante. (Khan, 2010)

2.4.1.3. Equivalente de masa del radio (eq mg-Ra)

Hay razones históricas que hacen conveniente especificar las fuentes de braquiterapia en términos de la equivalente de masa del radio. Porque algunos usuarios, especialmente los médicos que están acostumbrados a las fuentes de radio, siguen utilizando eq mg-Ra, ha sido sugerido que la tasa de la exposición podría expresarse en términos de masa equivalente "eficaz" de radio. Esta conversión se hace simplemente dividiendo la tasa de la exposición a 1m por la constante de tasa de exposición del radio (fuente puntual filtrada por 0,5 mm Pt) a 1 m. La mejor manera de calibrar y especificar las fuentes de braquiterapia está todavía en términos de tasa de exposición o de tasa de kerma en aire a la distancia de 1 m. (Khan, 2010)

2.4.1.4. Actividad aparente

Si la fuente es calibrada en términos de la tasa de exposición a 1 m, esta intensidad puede ser especificada como actividad aparente. La actividad aparente de una fuente de braquiterapia se determina dividiendo la tasa de exposición medida a 1 m con la constante de tasa de exposición de la fuente sin filtrar a 1 m. (Khan, 2010)

2.4.1.5. Intensidad de Kerma en Aire (Air Kerma Strength- S_k)

La intensidad de kerma en aire se define como el producto de la tasa de kerma en aire en el "espacio libre" y el cuadrado de la distancia del punto de calibración desde el centro de la fuente a lo largo de una línea perpendicular.

Es decir

$$S_k = \dot{K}_l \cdot l^2 \quad (1)$$

Se sugiere que las unidades para la intensidad de kerma en aire sean $\mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1}$. El kerma está relacionado con la exposición a través de la siguiente ecuación:

$$K = X \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) \frac{\bar{\mu}_{tr}/\rho}{\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}} \quad (2)$$

donde K es kerma, X es la exposición, \bar{W}/e es la energía media absorbida por unidad de carga de ionización en el aire, y $\bar{\mu}_{tr}/\rho$ y $\bar{\mu}_{en}/\rho$ son, respectivamente, los valores medios del coeficiente másico de transferencia de energía y el coeficiente másico de absorción de energía del aire. (Khan, 2010)

También:

$$\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} = \bar{\mu}_{tr}/\rho (1 - \bar{g}) \quad (3)$$

Donde \bar{g} es la energía media de un electrón perdido mediante procesos de bremsstrahlung. Sin embargo, en el rango de energía de los fotones de braquiterapia y para el medio aire, $\bar{\mu}_{en}/\rho$ aproximada es igual a $\bar{\mu}_{tr}/\rho$. Por lo tanto:

$$K = X \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) \quad (4)$$

Entonces se tiene que:

$$S_K = \dot{X}_l \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) l^2 \quad (5)$$

Por lo tanto, la exposición de calibración de una fuente de braquiterapia se puede convertir fácilmente a la intensidad de kerma en aire con el uso de la ecuación (5). Si la tasa de exposición se mide en R/h a $l = 1 \text{ m}$: (Khan, 2010)

Si $0.876 \text{ cGy} / \text{R}$ es el valor de \bar{W}/e para el aire seco, entonces se tiene:

$$S_K = \dot{X} \left(\frac{\text{R}}{\text{h}} \right) \left(8.76 * 10^3 \frac{\text{m}^2 \mu\text{Gy}}{\text{R}} \right) \quad (6)$$

2.4.2. *Calibración en Tasa de Exposición*

El Instituto Nacional de Estándares y Tecnología (NIST) de los EE.UU ha establecido estándares de calibración en tasa de exposición de algunas de las fuentes de braquiterapia (por ejemplo, ^{226}Ra , ^{60}Co , ^{137}Cs , y ^{192}Ir).

El ^{192}Ir se calibra de manera ligeramente diferente. Una fuente de material compuesto que contiene alrededor de 50 semillas se calibra en términos de tasa de exposición a 1 m de la fuente en aire libre, como en el caso de las fuentes de ^{137}Cs , utilizando cámaras de grafito esféricas. Cada semilla se mide individualmente en una cámara de ionización de tipo pozo. Esta cámara de ionización de pozo sirve como el estándar de trabajo para la calibración de las semillas de ^{192}Ir . (Khan, 2010)

2.4.3. *Cálculo de la Distribución de Dosis*

La magnitud recomendada para la especificación de las fuentes gamma es la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ definida por la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) como la tasa de kerma en aire a una distancia de referencia de 1m, corregida para los efectos de atenuación y dispersión, esta medida tiene como unidades $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$; es más conveniente usar $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ para el caso de la HDR.

La Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) recomienda especificar la emisión de fotones de una fuente en términos de la intensidad de kerma en aire (air-kerma strength) S_k en unidades $1\text{U} = 1\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h} = 1\text{cGy}\cdot\text{cm}^2/\text{h}$ recomendada por el TG 43; la relación que existe entre estas dos últimas formas de especificar las fuentes es dada por:

$$S_k = (\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}} d_{\text{ref}}^2 \quad (7)$$

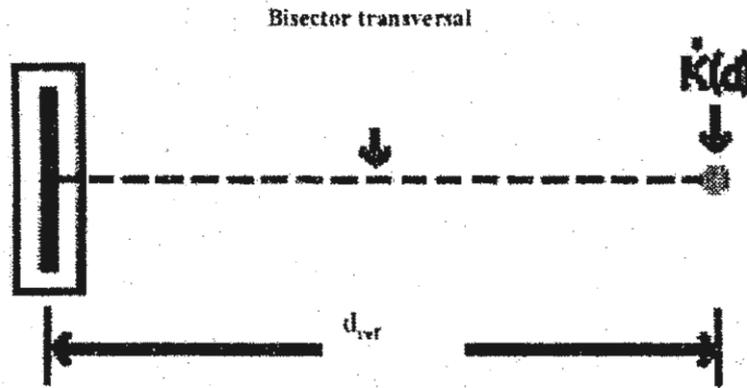


Figura 5-2. Posicionamiento para el cálculo de la $(\dot{K}_{\text{aire}}(d_{\text{ref}}))_{\text{aire}}$ y consecuentemente el S_k , a una distancia $d_{\text{ref}}=1\text{m}$ del eje longitudinal, a lo largo del eje transversal de la fuente.

Fuente:(Khan F. , 2003)

2.5. Formalismo para el Cálculo de Dosis

El formalismo que se utilizará para calcular la dosis alrededor de la fuente, es el propuesto por el grupo de trabajo TG 43 de AAPM, la cual a comienzos del año 2004 propuso una actualización de su primer informe presentado en 1995. El formalismo supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define 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 θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente.

Se establece que la tasa de dosis $\dot{D}(r, \theta)$ en un punto $P(r, \theta)$ puede ser escrita como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (8)$$

Donde:

S_k es la intensidad de kerma en aire de la fuente

Λ la Constante de tasa de dosis

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

$g(r)$ es la función radial de dosis

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

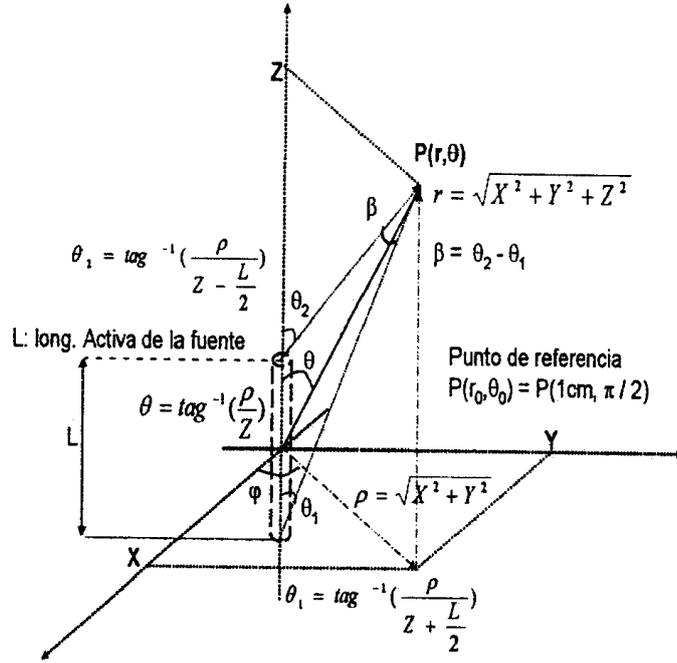


Figura 6-2. Posicionamiento y parámetros para el cálculo de la dosis según el formalismo propuesto por la AAPM.

Fuente: (Gómez, 2010)

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} = D_{S_k}^{\dot{}}(r_0, \theta_0) \quad (9)$$

El propósito de la función de geometría ($G(r, \theta)$) es mejorar la exactitud con la cual puede ser calculada la tasa de dosis por interpolación de datos tabulados en puntos discretos. Físicamente, la función de geometría no toma en cuenta efectos de atenuación y dispersión y proporciona una efectiva corrección de la ley del inverso cuadrado de las distancias ($1/r^2$) basado en un modelo aproximado de la distribución espacial de la radiactividad dentro de la fuente. Este protocolo recomienda el uso de modelos de fuentes puntuales y lineales dando lugar a las siguientes aproximaciones de la función de geometría:

Aproximación para una fuente puntual:

$$G_P(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad (10)$$

Aproximación para una fuente lineal $G_L(r, \theta)$:

$$\frac{\beta}{Lr \text{seno} \theta} \text{ si } \theta \neq 0^\circ \quad (11)$$

$$(r^2 - L^2/4)^{-1} \text{ si } \theta = 0^\circ$$

Donde L es la longitud activa de la fuente y β es el ángulo subtendido entre los extremos de la longitud activa de la fuente y el punto de interés $P(r,\theta)$.

La función radial de dosis, $g(r)$, toma en cuenta la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje del plano bisector transversal de la fuente, está definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r,\theta_0)G(r_0,\theta_0)}{\dot{D}(r_0,\theta_0)G(r,\theta_0)} \quad (12)$$

Esta función define el comportamiento de la tasa de dosis a lo largo del eje transversal debido a la absorción y dispersión en el medio, con lo cual se incluye el efecto del núcleo y del encapsulamiento de la fuente, siendo análoga a la función de la atenuación y dispersión en el medio a 1 m. **Anexo A**

La función de anisotropía, $F(r,\theta)$, es la que tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis a cada distancia r debida a la autoabsorción, filtración, la atenuación y dispersión de fotones en el medio. **Anexo B**

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r,\theta)G(r,\theta_0)}{\dot{D}(r,\theta_0)G(r,\theta)} \quad (13)$$

2.6. Microselectron HDR (Sistema de carga diferida a control remoto)

El microSelectron-HDR es un sistema de carga diferida por control remoto para tratamientos de braquiterapia intersticial, intracavitaria, intraluminal e intraoperatoria con dosis altas de radiación, que utiliza una sola fuente radioactiva de iridio-192. (Elekta(Nucletron), 2014, pp. 20-22)

La fuente de ^{192}Ir está soldada a un cable de acero que empuja de atrás hacia adelante, recorriendo unas posiciones de parada programadas dentro de los aplicadores en función de la distribución de dosis. La actividad de la fuente puede ser de 2 a 12 Ci. Sus dimensiones son Longitud activa (LA)=3,6mm, Diámetro Total ($\emptyset T$)=0,9mm y Diámetro Activo de la fuente $\emptyset A=0,65\text{mm}$ la distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 0,2 mm. La fuente se mueve conducida por un motor eléctrico de pasos controlados por un microprocesador. Los aplicadores se pueden conectar a los 18 canales de la Unidad. Cada canal tiene 48 posiciones de parada accesibles. La distancia entre posiciones de parada puede ser de 2,5 o 5,0 mm respectivamente. En cada posición de parada la fuente puede permanecer desde 0,1 a 999,9 s. (Cárdenas R et al., 2006: pp 1-2)

Características radiométricas y dosimétricas de la fuente

- Radionucleido: Ir¹⁹²

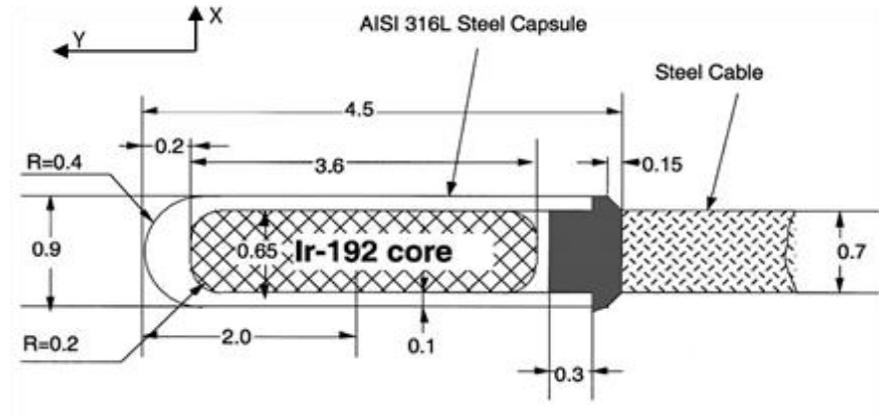


Figura 7-2. Esquema del modelo de la fuente utilizado en el equipo de carga diferida microSelectron-HDR

Fuente: (Cárdenas R et al., 2006: pp 1-2)

- Forma de la fuente: Cilindro de iridio metálico puro (densidad $22.42 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$), donde el Ir¹⁹² se distribuye de forma uniforme.
- Dimensiones del cilindro activo: 3,6mm de longitud x 0,65mm de diámetro.
- Encapsulamiento: Acero inoxidable AISI 316L.
- Grosor del encapsulamiento: 125 μm .
- Dimensiones externas de la fuente: 4,5mm de longitud x 0,9mm de diámetro.
- Soldada a un cable de acero entrelazado de 0,7mm de diámetro y 200mm de largo.
- El resto del cable (aproximadamente 1305mm) tiene un diámetro de 0.9mm.



Figura 8-2. Equipamiento para Braquiterapia-Nucletron microSelectron

Fuente: <https://www.elekta.com/brachytherapy/>

La unidad consta de:

- Fuente y cable de comprobación
- Unidad de Tratamiento (UT)
- Panel de Control de Tratamiento (TCP)
- Estación de Control de Tratamiento (TCS)

2.6.1. Fuente y cable de comprobación

2.6.1.1. Sistema de emergencia

El sistema de emergencia se utiliza para retirar la fuente hacia el contenedor durante situaciones de emergencia. El propio sistema, o alguien que pulse un botón del interruptor de parada de emergencia pueden activarlo.

2.6.1.2. Interconexiones del sistema

La unidad de tratamiento se conecta a una caja de conexiones mural. El intercambio de datos entre la unidad de tratamiento y el panel de control de tratamiento tiene lugar a través de la caja de conexión.

2.6.1.3. Los interruptores de puerta

Se utilizan para verificar si la(s) puerta (s) de la sala de tratamiento se encuentran cerradas mientras se está administrando el tratamiento, es decir que en caso de abrir una de las puertas se interrumpirá inmediatamente el tratamiento.

2.6.1.4. Indicador de “fuente fuera del contenedor”

Se puede conectar al sistema una luz indicadora que se encienda cuando la fuente se encuentre fuera del contenedor. Lo normal es colocar esa luz cerca de la entrada a la sala de tratamiento.

2.6.1.5. Módulo que permite el inicio

El módulo que permite el inicio impide la exposición inadvertida a la radiación de miembros del personal que se encuentran en la sala de tratamiento mientras otro miembro del personal comienza / reanuda un tratamiento.

2.6.2. Unidad de tratamiento (UT).-es el equipo encargado de la Distribución de dosis de radiación conforme al plan dosimétrico del tratamiento. Se debe tener en consideración que se requiere una fuente y un aplicador conectados a los canales de la unidad de tratamiento. Un canal tiene 48 posibles posiciones de permanencia: posición 1 (distal) y posición 48 (proximal).

El tamaño de paso para los canales, es la distancia mínima entre los centros de posiciones de permanencia consecutivos y se puede ajustar a 2,5, 5, o 10 mm, dependiendo de la preferencia clínica. El movimiento de la fuente está controlado por una unidad absoluta que actúa sobre el cable de la fuente directamente, dando como resultado un efectivo posicionamiento de la fuente con una precisión de ± 1 mm. (Elekta(Nucletron), 2014, pp. 20-22)

La Unidad de tratamiento consta de:

- Cabezal de la Unidad de Tratamiento
- Base de la Unidad de Tratamiento
- Frenos de las ruedas

2.6.2.1. Cabezal de la unidad de tratamiento

El cabezal de la unidad de tratamiento tiene un contenedor fabricado con una aleación de tungsteno que se utiliza para guardar la fuente y el cable de comprobación. Está equipado con las luces indicadoras In Safe (“Dentro del contenedor”) (verde) y Out of Safe (“Fuera del contenedor”) (amarilla). Puede accederse a las manivelas manuales de los motores de la fuente y del cable de comprobación mediante el panel de acceso colocado sobre el cabezal de la unidad de tratamiento, si fuera necesaria una retirada manual de la fuente o del cable de comprobación. (Elekta(Nucletron), 2014, pp. 20-22)

2.6.2.2. Base de la unidad de tratamiento

Tiene dos conectores, uno para conectar el cable de señal que se dirige a la caja de conexión mural y el otro para conectar una terminal manual. La terminal manual es un elemento opcional diseñado para ayudar a determinar y marcar las posiciones donde se va a colocar la fuente para el tratamiento. Este procedimiento se lleva a cabo con la ayuda de una fluoroscopia. En la base de la unidad se encuentran la entrada del cable de red, la(s) caja(s) de fusible y el interruptor de red. (Elekta(Nucletron), 2014, pp. 20-22)

2.6.2.3. Frenos de las ruedas

Las pequeñas ruedas pivotantes del lado donde se halla el asa de maniobras de la unidad están equipadas con unos frenos. Los frenos se aplican o se sueltan presionando las palancas hacia abajo con el pie. (Elekta(Nucletron), 2014, pp. 20-22)

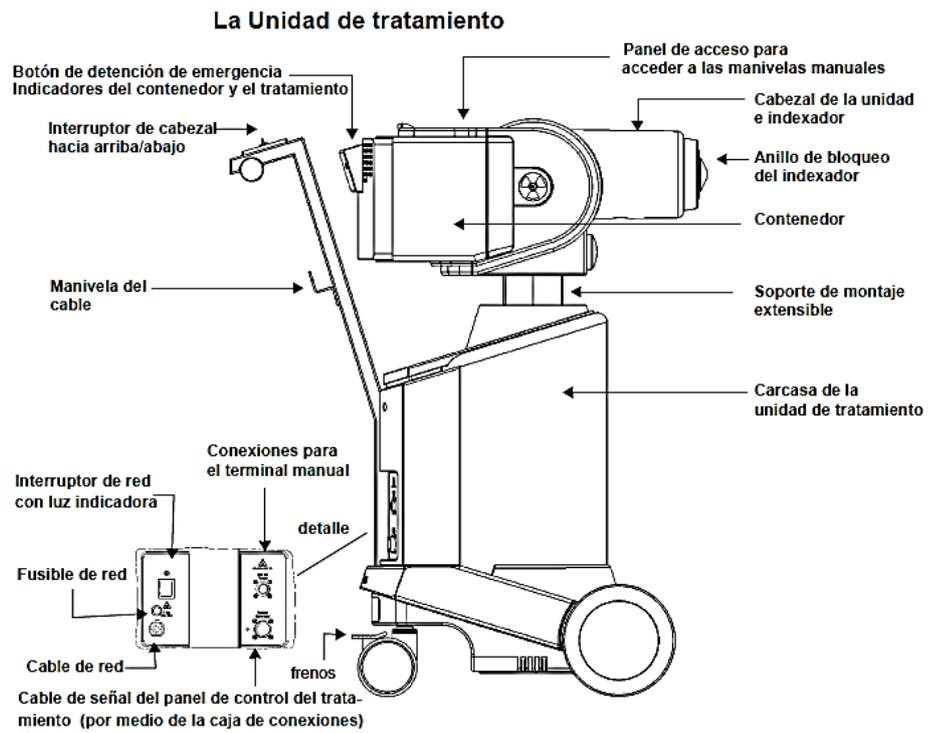


Figura 9-2. Unidad de Tratamiento

Fuente: <https://www.elekta.com/brachytherapy/>

2.6.3. Panel de Control de Tratamiento (TCP).-Este componente permite transferir los datos de tratamiento desde la Estación de Control de tratamiento a la unidad de tratamiento. El propio panel de control controla directamente a la unidad de tratamiento. Si es necesario, el panel de control puede iniciar una parada de emergencia si detecta un fallo de la unidad de tratamiento. (Elekta(Nucletron), 2014, pp. 20-22)

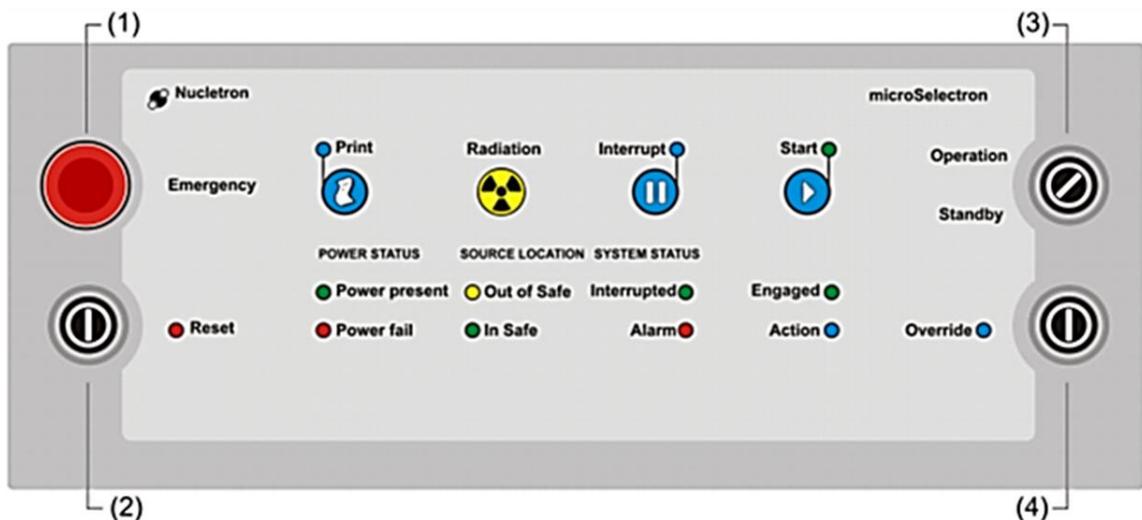


Figura 10-2.Panel de Control de Tratamiento

Fuente:<https://www.elekta.com/brachytherapy/>

El Panel de control de tratamiento cuenta con elementos como:

- Interruptor **Stand-by/Operation** (“En espera/ En funcionamiento”).
- El botón **Print** (“Imprimir”). Al pulsar el botón de impresión se le enviará una descarga de todos los datos del tratamiento al puerto de la impresora y se imprimirán en una impresora opcional que funciona con batería.
- Los cuatro indicadores de **System Status** (“Estado del sistema”) se definen de la siguiente forma:
 - **Interrupted** (“Interrumpido”) Esta luz verde estará encendida cuando la irradiación pueda ser interrumpida, en caso contrario estará apagada.
 - **Alarm** (“Alarma”) Esta luz roja estará encendida en el momento en que exista riesgo de radiación inadvertida, en caso contrario estará apagada.

- **Engaged** (“Ocupado”) Esta luz verde estará encendida cuando el panel de control esté en modo de funcionamiento de tratamiento y se pulse el botón Start (“Iniciar”) para comenzar un tratamiento.
- **Action** (“Acción”) Esta luz azul está encendida siempre que exista un error en las condiciones que pueda ser resuelto mediante la acción del operador.
- **Source Location**(Ubicación de la fuente)
 - Out of Safe ("Fuera del contenedor") Esta luz amarilla está apagada cuando la fuente se encuentra en el centro del contenedor.
 - In Safe ("Dentro del contenedor") Esta luz verde estará encendida cuando la fuente se encuentre en el centro del contenedor.
 - Override (“Anular”) para algunas acciones como Start (“Iniciar”).
 - Start (“Iniciar”) puede pulsarse cuando el sistema esté listo para comenzar un tratamiento. Esto lo indica mediante una luz de aviso parpadeante.
 - Interrupt (“Interrumpir”) puede pulsarse para interrumpir un tratamiento.
- **Power Status** (Estado de Alimentación)
 - Power present (“Suministro correcto”) La luz verde de suministro correcto estará encendida cuando las condiciones del suministro sean normales.
 - Power fail (“Fallo de suministro”) La luz roja de fallo de suministro estará encendida cuando se produzca un fallo de suministro de la red eléctrica. (ElektaNucletron), 2014)

2.6.4. Estación de Control de Tratamiento (TCS).-Este componente recibe información desde el panel de control de tratamiento; consta de dispositivos externos como: teclado, ratón, monitor y un software llamado Oncentra. (ElektaNucletron), 2014)



Figura 11-2. Estación de Control de Tratamiento.

Fuente: <https://www.elekta.com/brachytherapy/>

2.6.4.1. Funciones del software para la Estación de control de tratamiento

La Estación de control de tratamiento almacena información actual e histórica sobre cierto número de temas tales como: base de datos de pacientes, base de datos de tratamientos programados, base de datos de tratamientos estándar, base de datos de aplicadores, base de datos de miembros del personal ocupacionalmente expuesto, base de datos de la unidad de tratamiento, entre otras. (Nucletron, 2004, pp: 15-27)

2.6.5. Actividad de la fuente y factores de conversión

La fuente de Iridio (^{192}Ir) trae consigo un Certificado de calibración que describe que es un tipo de fuente sellada. El certificado contiene detalles sobre la actividad de la fuente y la fecha en la que ésta se determinó, esto es, la fecha de calibración de la fuente. (Nucletron, 2004, pp: 15-27)

2.6.5.1. Corrección de la degradación de la fuente

El sistema compensa automáticamente la degradación de la actividad de la fuente radiactiva aumentando en consecuencia los tiempos de permanencia del tratamiento. Para ello se utiliza la siguiente ecuación:

$$S_{t1} = S_{t0} * 2^{-(t_1 - t_0) / T_{1/2}}$$

Donde:

Th: periodo de semidesintegración de la fuente ^{192}Ir (74.02 días) (6 395 328 segundos)

t₀: fecha de calibración de la fuente

St₀: actividad de la fuente en t₀

t₁: fecha en la que debe determinarse la actividad de la fuente (t₁>t₀)

St₁: actividad de la fuente en t₁

t₁-t₀: tiempo transcurrido entre t₁ y t₀

Cuando la estación de control de tratamiento transmite datos al panel de control utiliza sus propios datos de la calibración de la fuente como base para calcular los tiempos de permanencia. El panel de control utiliza esa información para administrar el tratamiento real. Esto significa que el intervalo entre la transmisión de datos y el comienzo real del tratamiento debe ser lo más corto posible. (Nucletron, 2004, pp: 15-27)

2.6.6. Transferencia de los datos ONCENTRA al microSelectron-HDR

En el sistema de planificación de terapias de Nucletron, se pueden realizar los cálculos necesarios para la optimización de la distribución de dosis dentro de la planificación del tratamiento. Una vez que se ha realizado el plan requerido para un tratamiento, los datos pueden transferirse a la Estación de control de tratamiento. (Nucletron, 2004)

2.7. Equipos utilizados para el comisionamiento Microselectron-HDR

2.7.1. Cámara de ionización de tipo pozo

Las cámaras de ionización tipo pozo son cavidades cilíndricas, que tienen un soporte especial revestido en poliespuma, donde la fuente a ser calibrada es introducida. La función de la poliespuma es el aislamiento térmico del volumen sensible de la cámara y de las propias paredes,

debido a que la exposición de la fuente en su interior produce una cantidad de calor que precisa ser disipada, en caso contrario, alguna parte de la cámara puede sufrir daños. (INCA, 2009)

Las cámaras abiertas a la atmósfera necesitan corrección por temperatura y presión ya que el factor de calibración está basado en la densidad del aire correspondiente a condiciones ambientales estándar, usualmente 20°C y 101.3 kPa.

2.7.2. Electrómetro

Un electrómetro es un dispositivo de medición de carga, que a su vez es el encargado de suministrar el voltaje al detector. Las cámaras de ionización proporcionan pequeñas corrientes, por lo que al electrómetro se lo puede considerar como un voltímetro de muy alta impedancia. En el mercado existen varios tipos de equipos con mayor o menor sensibilidad y por lo tanto precisión; sin embargo, la mayoría de estos hacen el uso de amplificadores operacionales debido a su alta impedancia de entrada por lo que son compatibles con casi cualquier cámara de ionización. (Garcés Javier, 2014, pp. 37-39)

2.7.3. Termómetro

Es un instrumento que se utiliza específicamente para medir la temperatura, el termómetro funciona debido a su principio de dilatación térmica del metal; la mayoría de los termómetros están fabricados con mercurio ya que al ser sometido a la temperatura ambiente este se dilata y permite ver la dilatación de la temperatura a una escala en grados Celsius.

2.7.4. Barómetro

Un barómetro es un instrumento que sirve para medir la presión atmosférica, es decir, la fuerza por unidad de superficie que ejerce un líquido o un gas perpendicularmente a dicha superficie. La

unidad de medición es denominada como “pulgadas de mercurio” o “milímetros de mercurio (mmHg). (Castellanos Velasco, 2015, <https://www.overleaf.com/articles/barometro/jbfzcgkbpkrh/viewer.pdf>)

2.8. Control estadístico de calidad

La Estadística está formada por un conjunto de técnicas y conceptos orientados a la recolección y análisis de datos tomando en cuenta la variación en los mismos. Por su parte, el Control Estadístico de Calidad es la aplicación de Técnicas Estadísticas al Control de Calidad. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar., 2009: pp.182-210)

2.8.1. Causas comunes y especiales de variación

Los procesos siempre tienen variación, ya que en él intervienen diferentes factores sintetizados a través de las 6 M: materiales, maquinaria, medición, mano de obra (gente), métodos y medio ambiente. Bajo condiciones normales o comunes de trabajo, todas las M aportan variación a las variables de salida del proceso, en forma natural o inherente, pero además aportan variaciones especiales o fuera de lo común, ya que a través del tiempo las 6 M son susceptibles de cambios, desajustes, desgastes, errores, descuidos, fallas, etc. Así, hay dos tipos de variabilidad: la que se debe a causas comunes y la que corresponde a causas especiales o atribuibles. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar., 2009: pp.182-210)

La variación por causas comunes (o por azar) es aquella que permanece día a día, lote a lote; y es aportada de forma natural por las condiciones de las 6 M. Esta variación es inherente a las actuales características del proceso y es resultado de la acumulación y combinación de diferentes causas que son difíciles de identificar y eliminar, ya que son inherentes al sistema y la contribución individual de cada causa es pequeña; no obstante, a largo plazo representan la mayor oportunidad de mejora. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar., 2009: pp.182-210)

La variación por causas especiales (o atribuibles) es causada por situaciones o circunstancias especiales que no están de manera permanente en el proceso. Por ejemplo, la falla ocasionada por el mal funcionamiento de una pieza de la máquina, el empleo de materiales no habituales o el descuido no frecuente de un operario. Las causas especiales, por su naturaleza relativamente

discreta, a menudo pueden ser identificadas y eliminadas si se cuenta con los conocimientos y condiciones para ello. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar., 2009: pp.182-210)

Cuando un proceso trabaja sólo con causas comunes de variación se dice que está en control estadístico o es estable, porque su variación a través del tiempo es predecible. Además, independientemente de que su variabilidad sea mucha o poca, el desempeño del proceso es predecible en el futuro inmediato, en el sentido de que su tendencia central y la amplitud de su variación se mantienen sin cambios al menos en el corto plazo. En contraste, se dice que un proceso en el que están presentes causas especiales de variación está fuera de control estadístico (o simplemente que es inestable); este tipo de procesos son impredecibles en el futuro inmediato, pues en cualquier momento pueden aparecer de nuevo las situaciones que tienen un efecto especial sobre la tendencia central o sobre la variabilidad. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar., 2009: pp.182-210)

2.8.2. Cartas de control para variables

Las cartas de control estadístico se basan en observar y analizar la variabilidad de un proceso a través del tiempo. Así, es posible distinguir entre variaciones por causas comunes y especiales (atribuibles), lo que ayudará a caracterizar el funcionamiento del proceso y decidir las mejores acciones de control y de mejora. Cuando se habla de analizar el proceso nos referimos principalmente a las variables de salida (características de calidad), pero las cartas de control también pueden aplicarse para analizar la variabilidad de variables de entrada o del control del proceso mismo. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009)

En la figura 12-2 se muestra una típica carta de control en la cual se aprecia que el objetivo es analizar de dónde a dónde varía (ver campana) y cómo varía el estadístico W a través del tiempo y este estadístico puede ser una media muestral, un rango, un porcentaje, etc. Los valores que va tomando W se representan por un punto y éstos se unen con una línea recta. La línea central representa el promedio de W . Los límites de control, inferior y superior, definen el inicio y final del rango de variación de W , de forma que cuando el proceso está en control estadístico existe una alta probabilidad de que prácticamente todos los valores de W caigan dentro de los límites. Por ello, si se observa un punto fuera de los límites de control, es señal de que ocurrió algo fuera de lo usual en el proceso. Por el contrario, si todos los puntos están dentro de los límites y no

tienen algunos patrones no aleatorios de comportamiento, entonces será señal de que en el proceso no ha ocurrido ningún cambio fuera de lo común, y funciona de manera estable (que está en control estadístico). Así, la carta se convierte en una herramienta para detectar cambios en los procesos. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009)

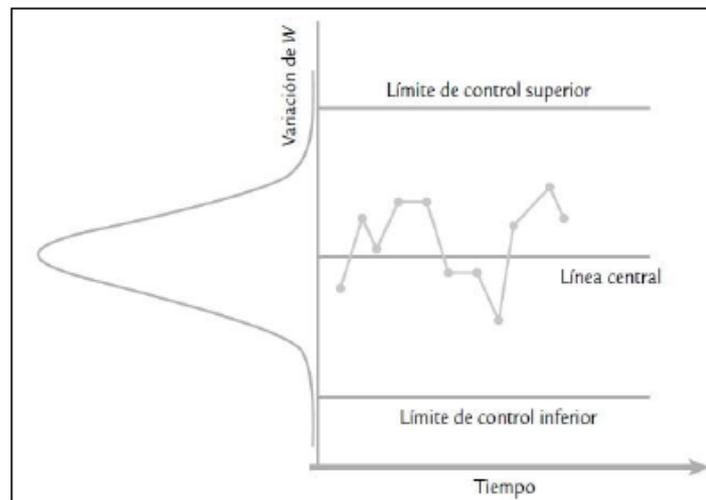


Figura 12-2.Idea y elementos de una carta de control.

Fuente: (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009)

2.8.2.1. Límites de control

Los límites de una carta de control no son las especificaciones, tolerancias o deseos para el proceso. Éstos se calculan a partir de la variación del estadístico (datos) que se representa en la carta, de esta forma, la clave está en establecer los límites para cubrir cierto porcentaje de la variación natural del proceso, pero se debe tener cuidado de que tal porcentaje sea el adecuado, ya que si es demasiado alto (99.999999%) los límites serán muy amplios y será más difícil detectar los cambios en el proceso; mientras que si el porcentaje es pequeño, los límites serán demasiado estrechos y con ello se podría asumir erróneamente que se presentó un cambio cuando en realidad no lo hubo. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009, p.23)

Para calcular los límites de control se debe actuar de forma que, bajo condiciones de control estadístico, los datos que se grafican en la carta tengan una alta probabilidad de caer dentro de tales límites. Por lo tanto, una forma de proceder es encontrar la distribución de probabilidades de la variable, estimar sus parámetros y ubicar los límites de manera que un alto porcentaje

(99.73%) de la distribución esté dentro de ellos. Esta forma de proceder se conoce como límites de probabilidad.

Una forma sencilla de obtener los límites de control es a partir de la relación entre la media y la desviación estándar de W , que para el caso que W (variable a ser analizada) se distribuye normal con media μ_w y desviación estándar σ_w y bajo condiciones de control estadístico se tiene que entre $\mu_w - 3\sigma_w$ y $\mu_w + 3\sigma_w$ se encuentra 99.73% de los posibles valores de W . Bajo tales condiciones, un modelo general para una carta de control es el siguiente: sea W el estadístico que se va a graficar en la carta, supóngase que su media es μ_w y su desviación estándar σ_w , entonces el límite de control inferior (LCI), la línea central y el límite de control superior (LCS) están dados por:

$$LCI = \mu_w - 3\sigma_w$$

$$\text{Línea central} = \bar{X}$$

$$LCS = \mu_w + 3\sigma_w$$

Con estos límites y bajo condiciones de control estadístico se tendrá una alta probabilidad de que los valores de W estén dentro de ellos. En particular, si W tiene distribución normal, tal probabilidad será de 0.997. Este tipo de cartas de control fueron propuestas originalmente por el doctor Walter A. Shewhart, y por eso se les conoce como cartas de control Shewhart. La forma de estimar la media y la desviación estándar de W a partir de las observaciones del proceso dependerá del tipo de estadístico que sea W , ya sea un promedio, un rango o un porcentaje.

2.8.2.2. Tipos de cartas de Control

Existen dos tipos generales de cartas de control: para variables y para atributos. Las cartas de control para variables se aplican a características de calidad de tipo continuo, que intuitivamente son aquellas que requieren un instrumento de medición (peso, volumen, voltaje, longitud, resistencia, temperatura, humedad, etc.). Las cartas para variables tipo Shewhart más usuales son:

- \bar{X} (de medias)
- R (rangos)
- S (desviaciones estándar)
- X (medidas individuales)

2.8.2.3. Carta de medidas individuales

Es un diagrama para variables de tipo continuo que se aplica a procesos lentos y/o donde hay un espacio largo de tiempo entre una medición y la siguiente.

Para determinar los límites de control se procede igual que en los casos anteriores, mediante la estimación de la media y la desviación estándar del estadístico W que se grafica en la carta, que en este caso es directamente la medición individual de la variable X . Por ello, los límites se obtienen con la expresión $\mu_x \pm 3\sigma_x$, donde μ_x y σ_x son la media y la desviación estándar del proceso, respectivamente. Es decir, los límites de control, en este caso, coinciden por definición con los límites reales. En un estudio inicial estos parámetros se estiman de la siguiente manera:

$$\mu_x = \bar{X} \text{ y } \sigma_x = \frac{\bar{R}}{d_2} = \frac{\bar{R}}{1.128}$$

Los límites de control para una carta de individuales están dados por:

$$\bar{X} \pm 3 \left(\frac{\bar{R}}{1.128} \right)$$

2.8.2.4. Índice de inestabilidad, S_t

Si en una carta de control se observa un punto fuera de sus límites o si los puntos en la carta siguen un patrón no aleatorio, entonces el proceso será inestable (fuera de control estadístico). Enseguida se explica cómo el índice de inestabilidad proporciona una medición de qué tan inestable es un proceso, con lo que se podrán diferenciar los procesos que de manera esporádica tengan puntos o señales especiales de variación, de los que con frecuencia funcionan en presencia de causas especiales de variación. El índice de inestabilidad, S_t , se define como:

$$S_t = \frac{\text{Número de puntos especiales}}{\text{Número total de puntos}} \times 100$$

Donde el número total de puntos corresponde a la cantidad de puntos que fueron graficados en una carta de control en cierto periodo; mientras que por número de puntos especiales se designará a la cantidad de puntos que indicaron, en ese mismo periodo, una señal de que una causa especial

ocurrió en el proceso. Por lo tanto, los puntos especiales serán los puntos fuera de los límites más los que indicaron los patrones especiales no aleatorios, de acuerdo con los criterios de interpretación de la carta. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009)

Para interpretar el índice de inestabilidad St , se parte de que su valor ideal es cero, que ocurre cuando no hubo puntos especiales. Si todos los puntos graficados fueran especiales, entonces el valor del índice St sería 100. En general, valores de pocas unidades porcentuales del índice St indicarán un proceso con poca inestabilidad, que para propósitos prácticos se puede tomar como si fuera estable. Aunque no existen acuerdos de qué tan pequeño tiene que ser el índice St para considerar que un proceso posee una buena estabilidad, nosotros creemos que un valor entre 0 y 2% corresponde a un proceso con una estabilidad relativamente buena, de 2 a 5%, regular; y en la medida de que St supere estos porcentajes se considerará qué tan mala es su estabilidad. Por ejemplo, un $St = 15\%$ indica un proceso muy inestable. De hecho, cuando el índice St es grande, la carta de control correspondiente se vuelve poco práctica, ya que se hace imposible atender todas las señales especiales; en estos casos, será mejor analizar los principales patrones en la carta, generar conjeturas sobre sus causas y proceder a corroborar las conjeturas. (Gutiérrez Pulido & De la Vara Salazar, 2009)

CAPITULO III

3. DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN

3.1. MATERIALES

3.1.1. Comisionamiento y puesta en marcha del Microselectron-HDR

En el capítulo 2 se describe las partes, características y funcionamiento del equipo de alta tasa de dosis para su uso clínico. Se tomó a consideración por parte de los físicos dentro de la Unidad de Radioterapia que se debe conocer cada uno de los protocolos internacionales para el correcto comisionamiento y puesta en marcha del equipo microSelectron-HDR, se requiere de una previa revisión bibliográfica de los manuales del equipo de alta tasa de dosis para su correcta funcionalidad y adecuado manejo del mismo, seguido de la implementación de cada una de pruebas establecidas en el TECDOC 1151 con la finalidad de adaptarlas a nuestro equipo de carga diferida según nuestras condiciones y área de trabajo.



Figura 12-2. Manuales de Usuario microSelectron-HDR

Fuente: Pino C, 2016

Sistema de Planificación de tratamientos

El servicio de Braquiterapia perteneciente a la Unidad de radioterapia del HCAM cuenta actualmente con un sistema de Planificación de tratamientos llamado Oncentra TCS Treatment Control Station en el cual se realizan las dosimetrías clínicas en 2D y 3D utilizando imágenes obtenidas desde un equipo de Unidad de Braquiterapia Integrada IBU, permitiendo con la ayuda de los algoritmos de cálculo y herramientas específicas dentro de este sistema de planificación permitir la creación de un plan de tratamiento con valores de dosis óptimos dentro del volumen de planificación y evitando dosis innecesarias de radiación hacia los órganos de riesgo.

3.1.2. Detectores dosimétricos

La cámara de ionización usada en el presente proyecto fue la PTWFREIBURG TN33002-000534 (ver **la tabla 1-3** con las especificaciones técnicas), la misma que fue utilizada para la calibración de la fuente de ^{192}Ir que fue ubicada dentro de la cavidad de la cámara de pozo mediante un sujetador llamado holder.



Figura 1-3. Cámaras de ionización de tipo pozo

Fuente: Pino C, 2016

Tabla 1-3 Especificaciones técnicas de la cámara de ionización PTWFREIBURG TN33002-000534

Características	Valores
Medidas de Rango (^{192}Ir)	166.5 mBq – 7.4 TBq para ^{192}Ir
Sensibilidad	5 nA/Ci para ^{192}Ir
Fuga	5-14 A
Estabilidad	0.2%
Linealidad de respuesta	$\pm 0.2\%$ sobre 25mm
Potenciales de recolección	100V- 500V
Volumen nominal	200 cm ³
Incertidumbre	$\pm 2\%$
Temperatura	10 – 40 °C
Presión	950 hPa – 1050 hPa
Peso	2.0 kg(4.4 lb)
Diámetro	178 mm
Altura	200.5 mm

Realizado por: Catherin Pino

Fuente: Nucletron, SystemDescription

3.1.3. **Electrómetro**

Como se mencionó en secciones anteriores, el electrómetro es un dispositivo que permite amplificar y medir cargas generadas por el volumen activo de la cámara. El electrómetro utilizado en el presente proyecto es el microSelectron del fabricante Nucletron, el cual trabaja con voltajes de colección de 0 a 600V, con polaridad positiva y negativa. Presenta lecturas en carga con unidades de nA.



Figura 2-3.Electrómetro microSelectron de la marca Nucletron

Fuente: Pino C, 2016

3.2. Método

3.2.1. Pruebas Dosimétricas

Las 8 pruebas dosimétricas que se mencionan posteriormente en la tabla 3-2, se enfocan en la determinación de los valores de la tasa de referencia de kerma en aire y de la actividad aparente. Este tipo de pruebas se las realizó con el objetivo de constatar los valores establecidos por el fabricante en el certificado de calibración, y realizar una nueva calibración para su verificación y si el conjunto dosimétrico mantiene su factor de calibración al transcurrir el tiempo.

3.2.2. Pruebas de Seguridad

Las 12 pruebas de seguridad establecidas en la tabla 3-2, se enfocan en garantizar la seguridad radiológica del personal y del paciente. Estas pruebas se las realizó con la finalidad de verificar el correcto funcionamiento de cada uno de los dispositivos que garantizan la interrupción del haz de radiación para evitar cualquier tipo de accidente radiológico dentro de la sala de tratamiento de braquiterapia.

3.2.3. Pruebas Mecánicas

Las 9 pruebas de aspectos mecánicos establecidos en la tabla 3-2, se enfocan en verificar que cada uno de los dispositivos mecánicos se encuentre en el correcto estado y funcionamiento con respecto a las tolerancias establecidas para el equipo.

Tabla 2-3 Tipos y Caracterización de pruebas experimentales

TIPOS Y CARACTERIZACIÓN DE PRUEBAS EXPERIMENTALES		
Pruebas Dosimétricas	Pruebas de Seguridad	Pruebas de Aspectos Mecánicos
Control de calidad del equipo	Indicador de salida de la fuente	Indicador de la salida de la fuente
Calibración de la fuente	Interruptores de emergencia	Verificación del funcionamiento del Sistema de retorno manual de la fuente
Prueba de posicionamiento	Monitor de radiación	Verificación de la integridad de las Guías de conducción de la fuente
Prueba de Fuga	Sistema de retorno manual de la fuente	Obstrucción del paso de la fuente
Prueba de funcionalidad del indicador de posición de la fuente	Posición de las llaves en la consola	Integridad de las Dummies
Prueba de la constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico	Cambio de canal de tratamiento	Integridad de los Aplicadores
Determinación de la tasa de kerma en aire	Temporizador	Indicador de la posición de la fuente
Determinación de la posición de lectura máxima	Posición de las llaves	Determinación del Factor de decaimiento
	Controles de Contaminación ambiental por radiaciones ionizantes.	Posicionamiento de la fuente (con filme radiográfico)
	Fuga de radiación	
	Verificación del funcionamiento del sistema de video vigilancia.	
	Verificación del correcto funcionamiento del sistema de intercomunicación con el paciente.	

Realizado por: Catherin Pino

Fuente: Pino C, 2016

3.3. Descripción de las pruebas experimentales desarrolladas

Se realizó cada una de las pruebas recomendadas en protocolos ya establecidos como se puede mencionar el TECDOC 1151 de la OIEA, la repetitividad de cada una de las pruebas se las desarrolló para determinar sus niveles de tolerancia y verificar la funcionalidad del equipo. Es por ello que a continuación se da a conocer cada una de las pruebas empleadas para alcanzar la puesta en marcha del equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis microSelectron HDR:

1. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del funcionamiento del Indicador de salida de la fuente

Objetivo: Observar que los dispositivos de seguridad de la consola del panel de control de tratamiento se encuentran en correcto funcionamiento.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: funcionamiento correcto.

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹².

Procedimiento:

Se realizó la prueba de seguridad del **indicador de salida de la fuente** para la cual se utilizó instrumentos específicos como es: el microSelectron-HDR que fue conectado hacia la guía de conducción de la fuente de Ir¹⁹² conjuntamente con la regla de comprobación de la posición de la fuente con tamaños de paso de 2.5 a 5mm.

En la Estación de Control de Tratamiento en el Sistema de operación Oncentra se programó en el catéter 1 la salida de la fuente a la distancia de referencia (reference distance) de 130cm y el tiempo de permanencia (dwell time) de 60s. Con esta prueba se pudo comprobar que al mirar la consola ubicada fuera del radioquirófano, existe la presencia de radiación al encenderse el botón de radiación con una coloración amarilla debido a la salida de la fuente de ¹⁹²Ir al encenderse el botón out of safe ubicado en la consola de tratamiento ya que la puerta posee sensores de detección de presencia de radiación por lo cual se enciende el indicador de salida de la fuente en la consola.

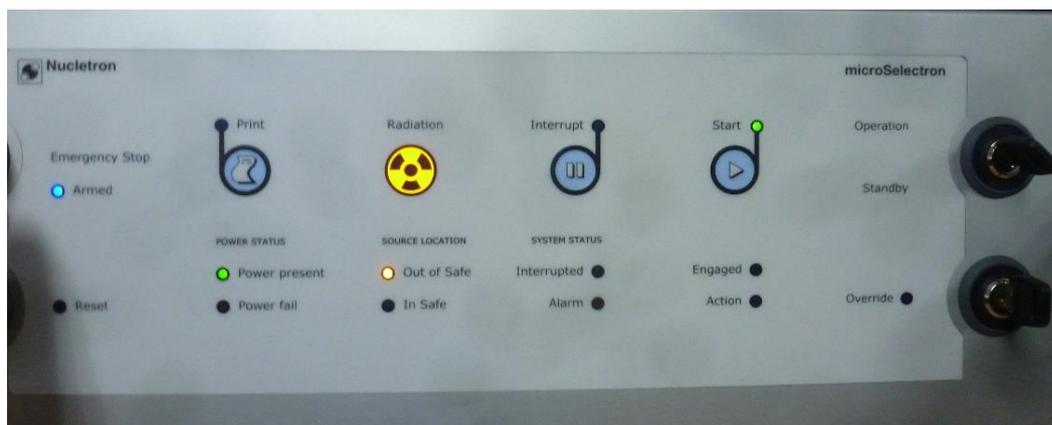


Figura 3-3.Indicador de la salida de la fuente, presencia de radiación.

Fuente: Pino C, 2016

➤ Otra de las técnicas utilizadas, con una distancia de referencia (reference distance) de 130cm y un tiempo de permanencia (dwell time) de la fuente en posición de irradiación de 60s, es la utilización del sistema de cámaras de video vigilancia de la sala de tratamiento para comprobar la salida de la fuente de su contenedor por medio de la visualización del movimiento de la manivela dorada ubicada en el cabezal de la Unidad de tratamiento.



Figura 4-3.Cabezal de la Unidad de tratamiento

Fuente: Pino C, 2016

Se contó a la vez con un monitor estacionario de radiación modelo Fluke PRIMALERT DIGITAL AREA MONITOR, el cual es un sistema de detección de radiación gamma de alta sensibilidad diseñado para detectar bajos niveles de radiación gamma, además que este sistema es alimentado con Corriente Alterna (CA) y con una batería interna de soporte. El mismo que se utilizó para

comprobar la salida de la fuente y a su vez determinar si existe paso a través de la puerta de radiación gamma.



Figura 5-3. Monitor estacionario de radiación primalert.

Fuente: Pino C, 2016



Figura 6-3. Medición de radiación dentro de la sala de tratamiento.

2. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del correcto funcionamiento de los Interruptores de emergencia.

Objetivo: Verificar el normal regreso de la fuente hacia el contenedor de la unidad de tratamiento en el momento que se requiera por situaciones de emergencia.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: funcionamiento correcto.

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹².

Procedimiento:

Se utilizó el mismo sistema de equipamiento mencionado en la primera prueba. En esta prueba se tuvo que presionar el **botón de emergencia de la consola** del panel de control de tratamiento (TCP), debido a que una de las irregularidades presentadas fue la falta de colocación de los frenos

de las ruedas de la Unidad de tratamiento; es por ello que se interrumpió la irradiación y se retrajo inmediatamente la fuente hacia el contenedor de la Unidad microSelectron-HDR.

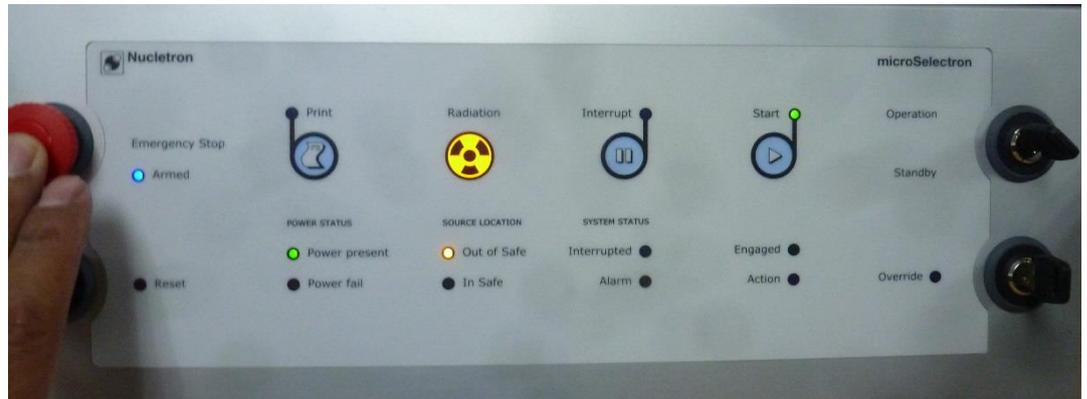


Figura 7-3.Ejecución del botón de parada de emergencia en TCS

Fuente: Pino C, 2016

➤ También se comprobó que la irradiación se interrumpe al presionar los **botones de parada de emergencia de la puerta**, debido a que los sensores de la puerta ubicados en la parte superior detectan que la puerta ha sido abierta, y por protección hacia el personal dentro y fuera de la sala de tratamiento la fuente es retraída hacia el contenedor del equipo como mecanismo de seguridad.



Figura 8-3.Interrupción de radiación al abrir la puerta B

Fuente: Pino C, 2016

3. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del correcto funcionamiento del sistema de retorno manual de la fuente.

Objetivo: Verificar el correcto funcionamiento del sistema de retorno manual de la fuente en caso de la presencia de ciertas irregularidades.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después del cambio de la fuente

Tolerancia: Funcionamiento correcto

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹².

Procedimiento:

El sistema de retorno manual de la fuente permite retraer la fuente hacia el contenedor al girar la manivela dorada del equipo ubicada en el cabezal de la unidad de tratamiento, esta prueba se realiza como una alternativa de retorno de la fuente al contenedor blindado cuando se presente un fallo del sistema de alimentación eléctrica.



Figura 9-3.Manivela dorada para el retorno manual de la fuente.

Fuente: Pino C, 2016

- Se desconectó la fuente de poder de corriente del equipo con la finalidad de verificar la integridad mecánica y funcional del sistema de emergencia de corriente del equipo, para que en caso de un apagón al no existir paso de corriente la fuente pueda ser retraída correctamente.



Figura 10-3.Indicador del uso de las Baterías de respaldo en el Panel de control de tratamiento

Fuente: Pino C, 2016

4. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del correcto funcionamiento del Temporizador

Objetivo: Verificar la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento (microSelectron-HDR).

Frecuencia de Aplicación: diaria y después del cambio de fuente

Tolerancia: $\pm 0.5s$

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir^{192} , cronómetro manual, Oncentra (Software).

Procedimiento:

➤ Se utilizó un cronómetro manual que es utilizado por el físico médico o el operador, el mismo que se encarga de constatar que el tiempo del temporizador al que se programa corresponda al mismo del cronómetro que se utiliza manualmente.

a) Se ingresó al sistema de planificación Oncentra, para programar en la ventana de Posición de la fuente llamada Source Position, los valores de la distancia de referencia a 130cm y un tiempo de permanencia de 5 s, seguido de la aceptación de las condiciones ingresadas y el inicio de la operación.

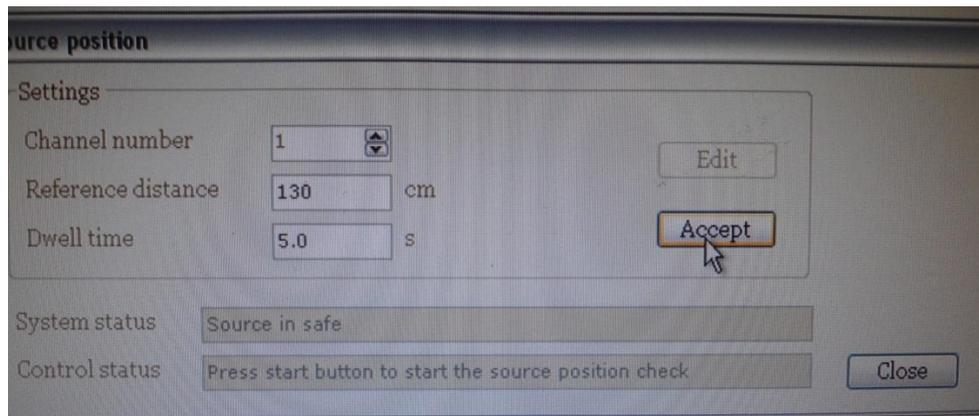


Figura 11-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 5s

Fuente: Pino C, 2016

b) Se ingresó al sistema de planificación Oncentra los valores de la distancia de referencia a 130cm y un tiempo de permanencia de 20 s.

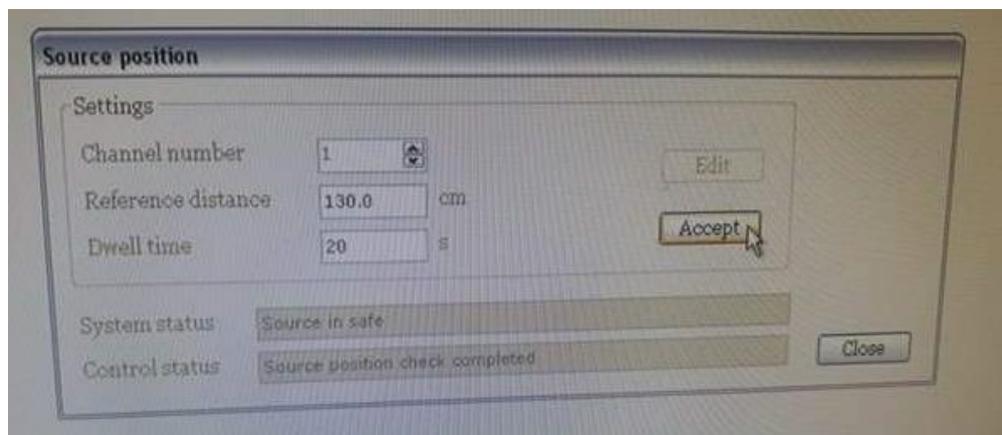


Figura 12-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 20s

Fuente: Pino C, 2016

c) Se ingresó al sistema de planificación Oncentra, para programar en la ventana de Source position, los valores de la distancia de referencia a 130cm y un tiempo de permanencia de 45 s.

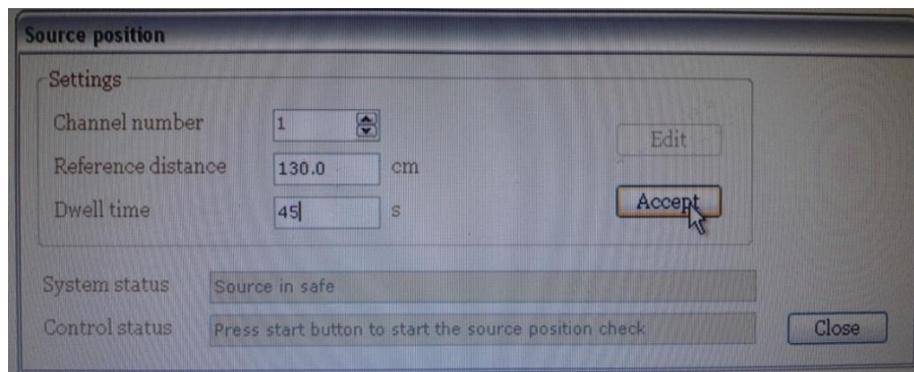


Figura 13-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 45s.

Fuente: Pino C, 2016

5. Tipo de Prueba: Mecánica

Nombre de la Prueba: Verificación de la integridad de las guías de conducción de la fuente

Objetivo: Verificar la Integridad de las guías conductoras.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cada cambio de fuente

Tolerancia: Guías en buen estado

Materiales: guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹².

Procedimiento:

En esta prueba se utilizó las guías de conducción, un cable de comprobación de la posición de la fuente. Se fue verificando la integridad de las guías conductoras mediante la revisión visual por parte del operador y a su vez introduciendo el cable de comprobación de la posición de la fuente dentro de los catéteres constatando que no existe ninguna avería o a su vez obstrucción de los canales.



Figura 14-3.Guías conductoras de la fuente.

Fuente: Pino C, 2016

Para verificar que los **Conectores estén limpios**, se observó de manera visual cada uno de los extremos de las guías de conducción y de forma manual mediante el cable simulador de la posición de la fuente permitiendo la entrada y salida del mismo por cada uno de los extremos de la guía de conducción.



Figura 15-3.Conectores hacia la Unidad de tratamiento



Figura 13-3.Conectores hacia la regleta.

Fuente: Pino C, 2016

6. Tipo de Prueba: Mecánica

Nombre de la Prueba: Verificación de la integridad de las Dummies

Objetivo: Verificar la integridad física de las Dummies.

Frecuencia de Aplicación: diaria

Tolerancia: Dummies en buen estado

Materiales: Dummies

Procedimiento:

Las Dummies son los elementos necesarios para poder tomar placas radiográficas por medio del sistema Integrado IBU, y son básicamente necesarias para poder reconstruir cada uno de los catéteres para poder dar tratamiento; es por ello que es indispensable la verificación de su integridad, la misma que se realizó por parte del operador.



Figura 16-3.Dummies

Fuente: Pino C, 2016

7. Tipo de Prueba: Mecánica

Nombre de la Prueba: Verificación de la integridad de los Aplicadores

Objetivo: Constar que los aplicadores se encuentran en buen estado para poder emplearlos en los tratamientos.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cada cambio de fuente una vez que se vaya a dar tratamientos.

Tolerancia: Aplicadores en Buen estado

Materiales: Aplicadores (ovoides, tandem, cilindro)

Procedimiento:



La integridad de los aplicadores (ovoides, Tandem y cilindro) fue verificado de manera visual.

Figura 17-3. Aplicadores de ovoide y tandem

Figura 18-3. Aplicadores de cilindro

Fuente: Pino C, 2016

8. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del funcionamiento del selector de canal de tratamiento

Objetivo: Verificar que no se puede dar tratamiento en un canal diferente al programado.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de fuente

Tolerancia: Funcionamiento correcto

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹², Oncentra (software).

Procedimiento:

En el sistema de planificación Oncentra se programó el control de calidad para el canal número 1, colocando la guía de conducción en el canal número 3 (diferente al programado. por el operador) dando como resultado un mensaje en la pantalla del monitor de la Estación de control de tratamiento para mantener la seguridad del paciente y el operador.

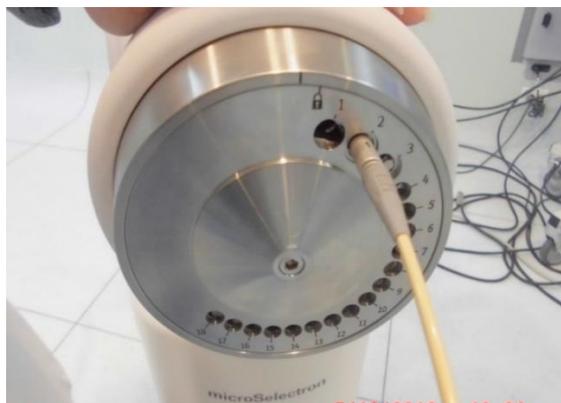


Figura 19-3. Colocación de la guía de conducción en otro canal diferente al programado.

Fuente: Pino C, 2016

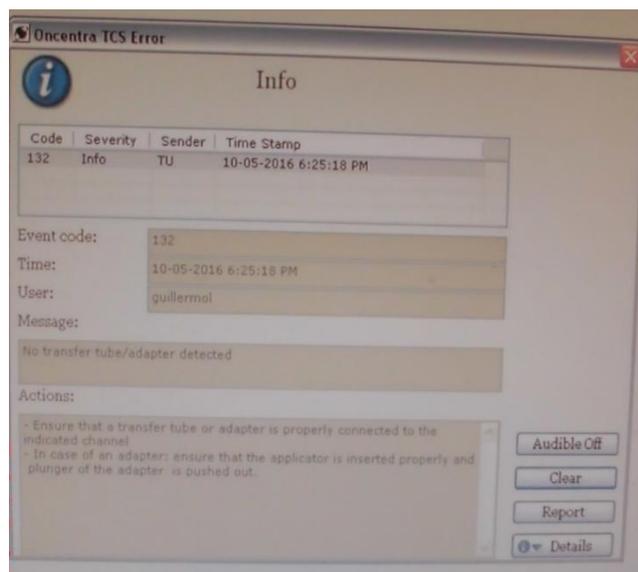


Figura 20-3. Interfaz que indica un mensaje de error del canal.

Fuente: Pino C, 2016

9. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Posición de las llaves en la consola

Objetivo: Verificar la correcta posición de las llaves para modo operación en la consola de panel de control.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: Funcionamiento correcto

Materiales: consola de panel de control, llaves de la consola.

Procedimiento:

Las llaves fueron colocadas en la consola para la operación del equipo, y se programó la salida de la fuente con la llave girada hacia el modo apagado (Standby) que corresponde a una posición incorrecta, impidiendo la salida de la fuente.

La función de estas llaves radica en permitir la liberación o salida de la fuente cuando la llave es girada en modo operación (override).



Figura 21-3. Llaves colocadas en el panel de control de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

10. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Controles de contaminación ambiental por radiaciones ionizantes

Objetivo: Determinar el nivel de radiación presente detrás de la puerta de ingreso a la sala de tratamiento

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: puerta A: 0.2 mSv/h y puerta B: 0.4mSv/h.

Materiales: Detector Geiger Müller

Procedimiento:

Monitor portátil de radiación a 1m

Una vez que sale la fuente del contenedor, se realiza un monitoreo en las puertas A y B por medio del detector Geiger Müller utilizado en el servicio de Braquiterapia, midiendo el nivel de radiación presente a la distancia de 1m con relación a las puertas A y B según protocolos internacionales y cuya medición la obtenemos en unidades de uSv/h.



Figura 22-3.Medición de la contaminación ambiental de la sala de tratamiento a 1m de la puerta.

Fuente: Pino C, 2016

11. Tipo de Prueba: Dosimétrica

Nombre de la prueba: Determinación de niveles de fuga de radiación del equipo

Objetivo: Determine los niveles de fuga de radiación.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: 0.1mSv/h

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹², Oncentra (software), detector Geiger Müller.

Procedimiento:

El detector Geiger Müller fue colocado en contacto con el microSelectron-HDR con la finalidad determinar el nivel de fuga de radiación, esta prueba permitió constatar que existe fuga de radiación de 0.1mSv/h, encontrándose dentro de la tolerancia sugerida por el fabricante.



Figura 23-3.Medición de fuga de radiación del equipo.

Fuente: Pino C, 2016

12. Tipo de Prueba: Mecánica

Nombre de la Prueba: Funcionalidad del indicador de la posición de la fuente

Objetivo: Verificar que la posición de la fuente es la correcta en relación a la programada por el operador.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: ± 1 mm

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹², Oncentra (software).

Procedimiento:

En esta prueba se utilizó el equipo microSelectron-HDR, una regleta de posición de la fuente, una guía de conducción ubicada en el canal 1, los mismos que fueron debidamente conectados para realizar la programación en el cuarto de mando en el sistema de planificación Oncentra. En la ventana de la posición de la fuente o también llamada Source position se editó los valores de distancia de referencia (reference distance) de 130 cm, 140 cm, 150 cm y un tiempo de permanencia (Dwell time) de 5s para cada una de las distancias establecidas; una vez ingresados los valores a los cuales se requiere trabajar se verificó si existe una variabilidad milimétrica de margen de error con respecto a la posición de la fuente.

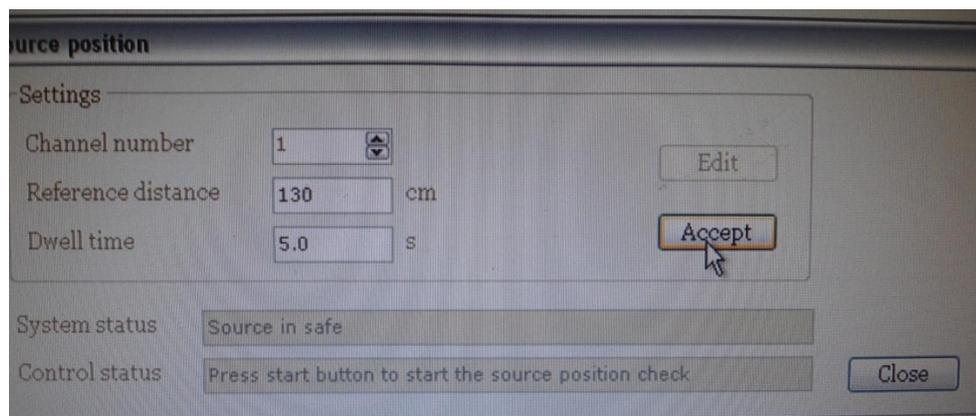


Figura 24-3. Ventana de posición de la fuente a 130cm.

Fuente: Pino C, 2016

- Posición de la fuente a una distancia de 140 cm con tiempo de 5s.

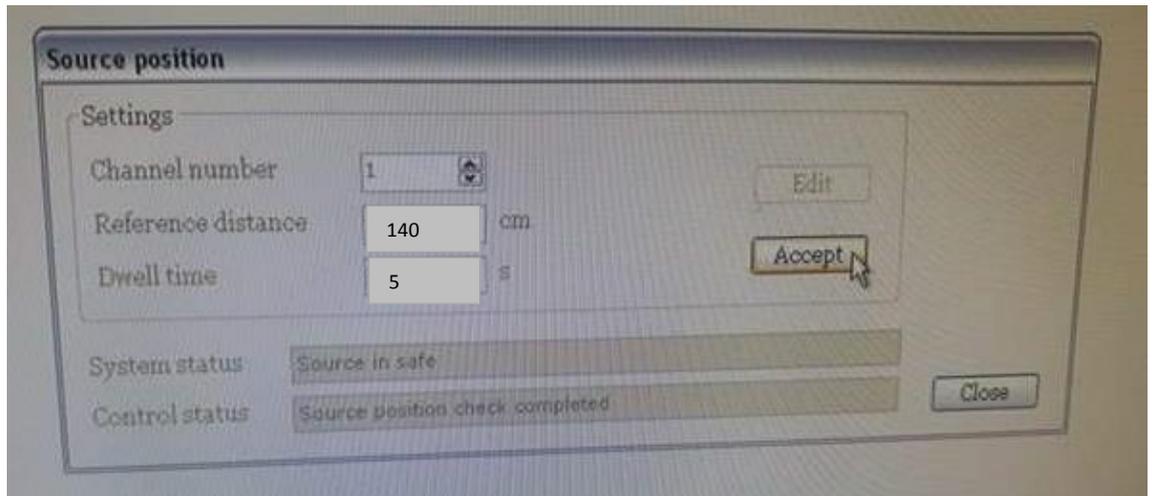


Figura 25-3. Ventana de programación de la posición de la fuente a 140cm.

Fuente: Pino C, 2016

- Posición de la fuente a una distancia de 150 cm con un tiempo de 5s.

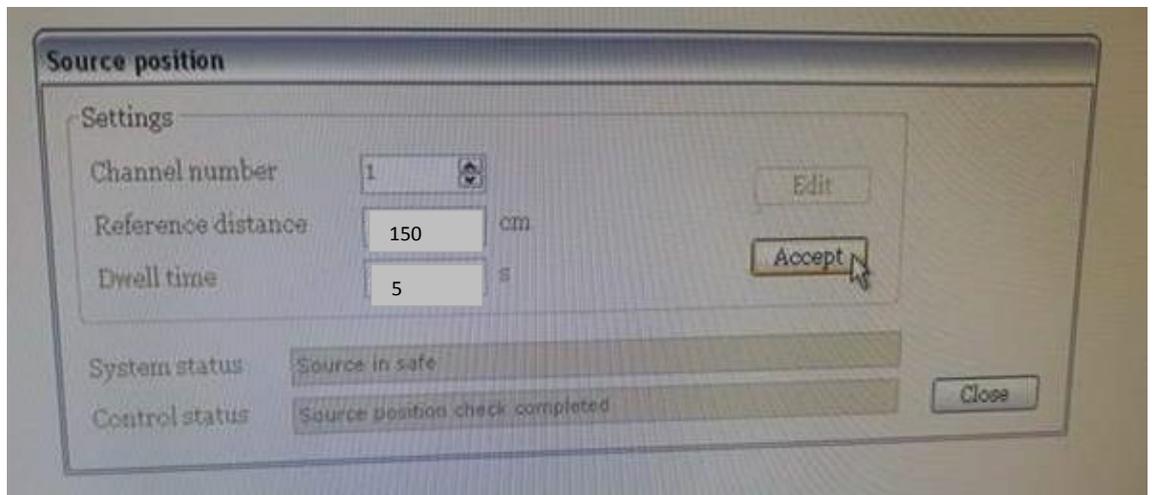


Figura 26-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 150cm.

Fuente: Pino C, 2016

13. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del correcto funcionamiento del sistema de video vigilancia

Objetivo: Verificar el correcto funcionamiento del sistema de video vigilancia.

Frecuencia de Aplicación: diaria y para cada cambio de la fuente

Tolerancia: Funcionamiento correcto

Materiales: Sistema de video vigilancia.

Procedimiento:

En esta prueba se debe verificar que cada una de las cámaras situadas dentro de la sala de tratamiento proporcionen una perfecta visualización y cada una de las herramientas del sistema de video vigilancia funcionen adecuadamente como es el caso del zoom de la cámara, el contraste, etc.

El operador es el encargado de la verificación del sistema de video vigilancia, se constató que las 4 cámaras de video instaladas dentro de la sala de tratamiento se encuentran en funcionamiento y proporcionen una buena visualización a través del monitor ubicado fuera de la sala de tratamiento dividido en cuatro secciones para constatar que el sistema funciona correctamente lo cual permite contar con un elemento más para la seguridad del paciente.



Figura 27-3. Monitor de visualización del paciente.

Fuente: Pino C, 2016

14. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Verificación del correcto funcionamiento del sistema de intercomunicación con el paciente.

Objetivo: Comprobar que el sistema de intercomunicación funcione correctamente.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: intercomunicar funcionando correctamente

Materiales: Intercomunicadores

Procedimiento:

El sistema de intercomunicación fue utilizado por el operador situado dentro y fuera de la sala de tratamiento verificando su correcto funcionamiento, siendo así útil para en caso de emergencia o de dar alguna instrucción a través del mismo pueda este ser receptada con claridad evitando una exposición innecesaria o inapropiada tanto al operador como al paciente.



Figura 28-3.Intercomunicador fuera de la sala de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

15. Tipo de Prueba: Seguridad

Nombre de la Prueba: Determinación del factor de decaimiento de la fuente

Objetivo: Comprobar que el factor de decaimiento de la fuente que reporta el sistema Oncentra es el mismo que calcula el operador.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cada cambio de la fuente

Tolerancia: ± 0.5

Materiales: Sistema de planificación, calculadora.

Procedimiento:

Para realizar el control diario del factor de decaimiento se procedió a comprobar que el factor que calculamos manualmente con un rango de tolerancia de ± 0.5 es el mismo que se reporta en la estación de control de tratamiento del sistema Oncentra, para lo cual se utilizó la siguiente ecuación:

$$A=A_0 e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}} * t}$$

System overview			
System type	HDR		
TU ID	10604	mHDR 18chan	
Treatment room name			
Source serial number	D36F9908		
Source characteristics			
Source strength	mGy·m ² ·h ⁻¹	Gi	Date
At calibration	46.890	11.487	04-28-2016 8:02:00 AM
Current	23.155	5.673	07-12-2016 11:43:56 AM
Delta		50.62 %	75d 3hr 41m 56s
Hospital name:			
Date: 07-12-2016		Time: 11:43:56 AM	Page 1 of

Figura 29-3. Hoja de impresión de las características de la fuente reportadas por el sistema Oncentra.

Fuente: Pino C, 2016

16. Tipo de Prueba: Mecánica

Nombre de la Prueba: Verificación de la Posición de la fuente.

Objetivo: Verificar la posición de la fuente utilizando filme radiográfico.

Frecuencia de Aplicación: diaria y después de cambio de la fuente

Tolerancia: ± 1 mm

Materiales: microSelectron-HDR, regla de comprobación de posición de la fuente, guías de conducción para el paso de la fuente de Ir¹⁹², Oncentra (software), filme radiográfico.

Procedimiento:

En esta prueba se utilizó la regleta para establecer la posición de la fuente, películas radiográficas radiocrómicas cortadas a un valor de 1500mm de largo por 250mm de ancho y el equipo de carga remota conectado hacia la guía de conducción ubicada en al canal 1. Se verifica por medio de las películas radiográficas el posicionamiento de la fuente al irradiar a distancias de 150, 145, 140, 135, 130 cm y con tiempos de 10, 5, 4, 3, 2 s respectivamente.

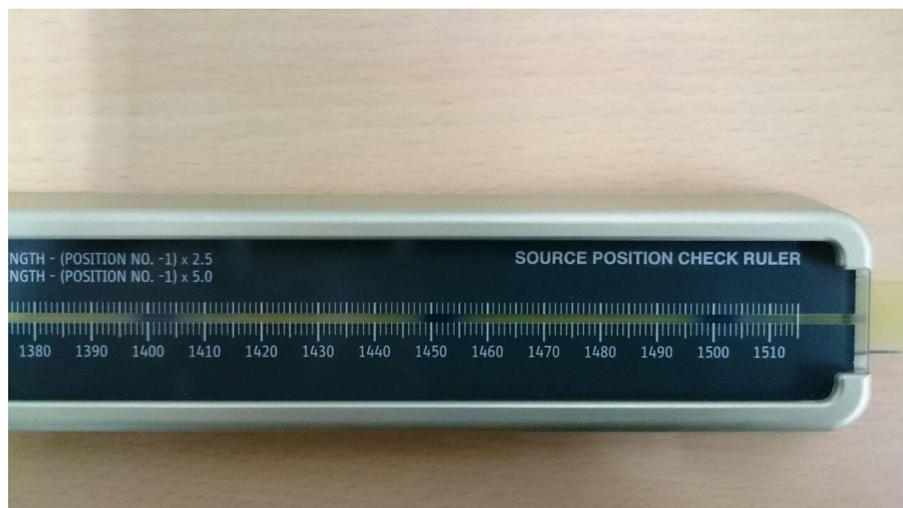


Figura 30-3. Posicionamiento de las películas radiográficas.

Fuente: Pino C, 2016

3.4. Pruebas previas a la calibración de la fuente de ^{192}Ir

Para la realización de las pruebas de control de calidad del conjunto dosimétrico necesario para la calibración, se utilizó una fuente de radiación independiente, en este caso se utilizó un haz de rayos X de 6MV de un acelerador lineal Elekta Synergy, en el cual al colocar la cámara de ionización de tipo pozo debajo del haz externo se debió retirar el holder utilizado para la inserción de las fuentes de ^{192}Ir , debido a que se quiere calibrar la cámara de pozo.

Se realizó una serie de pruebas para la determinación de la tasa de kerma en aire de referencia de la fuente de ^{192}Ir . Las pruebas que se desarrollaron fueron las siguientes:

17. Determinación del factor de calibración del equipo dosimétrico

Objetivo: Determinar el factor de calibración del conjunto dosimétrico utilizado en Braquiterapia de alta tasa de dosis (BATD).

Frecuencia de la prueba: después de cambio de la fuente.

Tolerancia: 1

Materiales: cámara de ionización de tipo pozo, acelerador lineal Synergy, electrómetro.

Procedimiento:

Esta prueba consistió en la colocación o posicionamiento del centro de la cámara de pozo sin holder, en el centro del campo luminoso de los haces de radiación; abriendo un campo mayor que el diámetro de la cámara de pozo de 15cm x 15cm. Otra de las consideraciones que se tomó en cuenta es que la Distancia Fuente Superficie (DFS) debe ser de 100cm.

Luego de la prueba de posicionamiento, la cámara de pozo fue conectada al electrómetro, el mismo que se lo colocó en modo corriente eléctrica a una tensión de +300V.

En lo que respecta a los parámetros de tratamiento el acelerador lineal se trabajó con una dosis de 100 UM y una energía de 6MV.

18. Fuga de radiación

Objetivo: Determinar el nivel de fuga de radiación.

Frecuencia de la prueba: después de cambio de fuente.

Tolerancia: 0.1- 0.4mSv/h

Materiales: electrómetro, microSelectron.

Procedimiento:

Una vez que se realizó la irradiación con el valor de 100UM, se registró el valor de la lectura en el formulario de registro que se presenta en el **Anexo F**. Donde se indica que se toma un valor inicial y luego de transcurrir 10 min se tomó un segundo valor de lectura del electrómetro, lo cual es necesario para obtener el valor de fuga que no es más que la substracción de los valores de ambas lecturas dividido para los tiempos de cada lectura respectivamente, los valores fueron medidos con un cronómetro propio del personal.

19. Repetibilidad

Objetivo: Determinar un valor promedio en la lectura de las irradiaciones considerando la tolerancia del conjunto dosimétrico utilizado en Braquiterapia de alta tasa de dosis (BATD)

Frecuencia de la prueba: después de cambio de la fuente.

Tolerancia:<1%

Materiales: cámara de pozo, electrómetro, microSelectron-HDR, termómetro, barómetro.

Procedimiento:

Esta prueba consistió en la realización de 10 irradiaciones, registrando cada una de las lecturas de las irradiaciones y a su vez las condiciones ambientales como presión y temperatura datos que fueron registrados en el formulario que consta en el **Anexo F**.

20. Constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico

Objetivo: Obtener el factor de calibración del conjunto dosimétrico.

Frecuencia de la prueba: después de cambio de la fuente.

Tolerancia: 1

Materiales: cámara de pozo, electrómetro, microSelectron-HDR, termómetro, barómetro.

Procedimiento:

Se realizó una corrección debido a la influencia de la temperatura y la presión tomadas en la sala de tratamiento por medio del barómetro y termómetro, esta corrección se la realizó al obtener un valor promedio de los valores medidos, dando como resultado una lectura promedio corregida y una lectura en la fecha de referencia que en nuestro caso viene a ser la fecha en que se realizó la calibración, considerando que la variación de la calibración del conjunto dosimétrico debe ser de un 2%. Los resultados obtenidos se presentan en el **Anexo F**.

21. Determinación de la tasa de Kerma en Aire de referencia

Objetivo: Determinar el valor de tasa de kerma en aire para la fuente de ^{192}Ir .

Frecuencia de la prueba: después de cambio de la fuente:

Tolerancia: $\pm 5\%$

Materiales: cámara de pozo, electrómetro, microSelectron-HDR, termómetro, barómetro.

Procedimiento:

El equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis microSelectron-HDR contiene una fuente de ^{192}Ir , la misma que viene acompañada de un certificado de calibración expedido por el fabricante donde se da a conocer el valor de la tasa de kerma en aire de referencia (\dot{K}_R) el mismo que tiene una incertidumbre de $\pm 5\%$.

Se realizó varios pasos para la determinación de la tasa de kerma en aire los mismos que se mencionan a continuación: Se colocó la cámara de pozo sobre la camilla de tratamiento a una distancia de 1m con relación a la fuente contenida en el microSelectron-HDR.



Figura 31-3. Posicionamiento de la cámara de pozo

Fuente: Pino C, 2016

La cámara de pozo fue debidamente conectada hacia el electrómetro.



Figura 32-3. Cámara de pozo conectada hacia el electrómetro.

Fuente: Pino C, 2016

El electrómetro debe trabajar en modo corriente eléctrica, ya que en este modo de operación lo que hace es conmutar una resistencia (R) de un valor muy elevado ($1 \times 10^6 \Omega$ a $1 \times 10^{12} \Omega$) y colocarla en la retroalimentación del amplificador operacional. Una vez que se ha encendido el lector (electrómetro), este trabajará con voltajes de +300V y +150V.

Nota: Lo recomendable es esperar 10min desde que se enciende el electrómetro para que se pueda poner en modo operación.



Figura 33-3.Electrómetro +300V

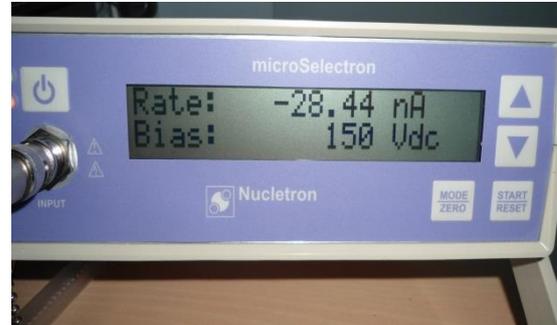


Figura 34-3. Electrómetro +150

Fuente: Pino C, 2016

22. Determinación de la posición de lectura máxima a tamaños de paso de 1cm

Objetivo: Determinar la posición de lectura máxima a lo largo de la cavidad de la cámara de pozo a tamaños de paso de 1cm.

Frecuencia de la prueba: después de cambio de la fuente.

Tolerancia: 1cm

Materiales: cámara de pozo, electrómetro, microSelectron-HDR.

Procedimiento:

Se programó cada una de las paradas de la fuente para determinar la posición de lectura máxima dentro de la cámara de pozo, a tamaños de paso de 1cm, tomando como posición inicial 126cm y como posición final 138cm debido a que la sensibilidad varía a lo largo de la cavidad.

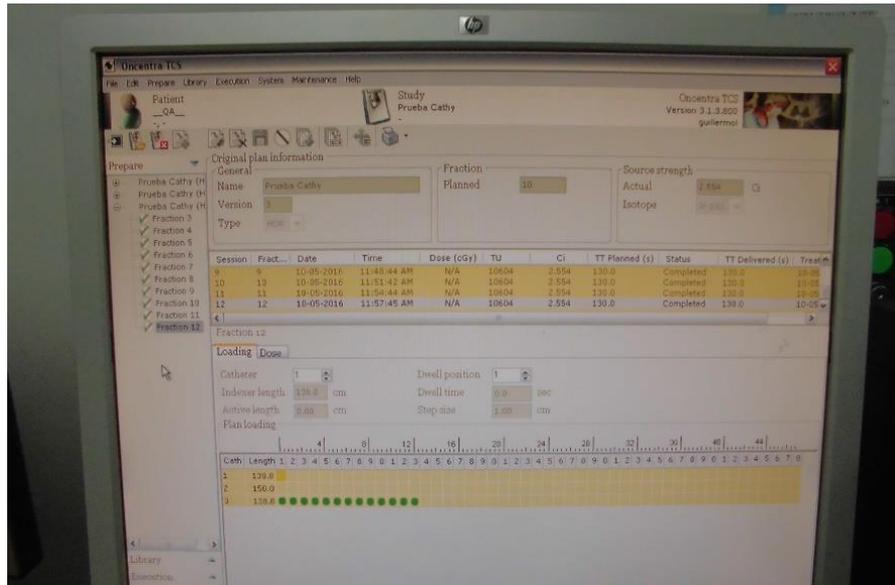


Figura 35-3. Programación de la posición de la fuente para determinar la lectura máxima a intervalos de 1cm.

Fuente: Pino C, 2016

23. Determinación de la posición de lectura máxima a tamaños de paso de 0.5cm

Objetivo: Determinar la posición de lectura máxima a lo largo de la cavidad de la cámara de pozo a tamaños de paso de 0.5cm

Frecuencia de la prueba: después cambio de la fuente

Tolerancia: 0.5cm

Materiales: cámara de pozo, electrómetro, microSelectron-HDR, Oncentra (Software).

Procedimiento:

Una vez que se determinó la posición donde existe mayor sensibilidad para intervalos de 1cm, se procedió a programar a tamaños de paso de 0.5cm para obtener con mayor precisión el punto efectivo de la cámara de pozo.

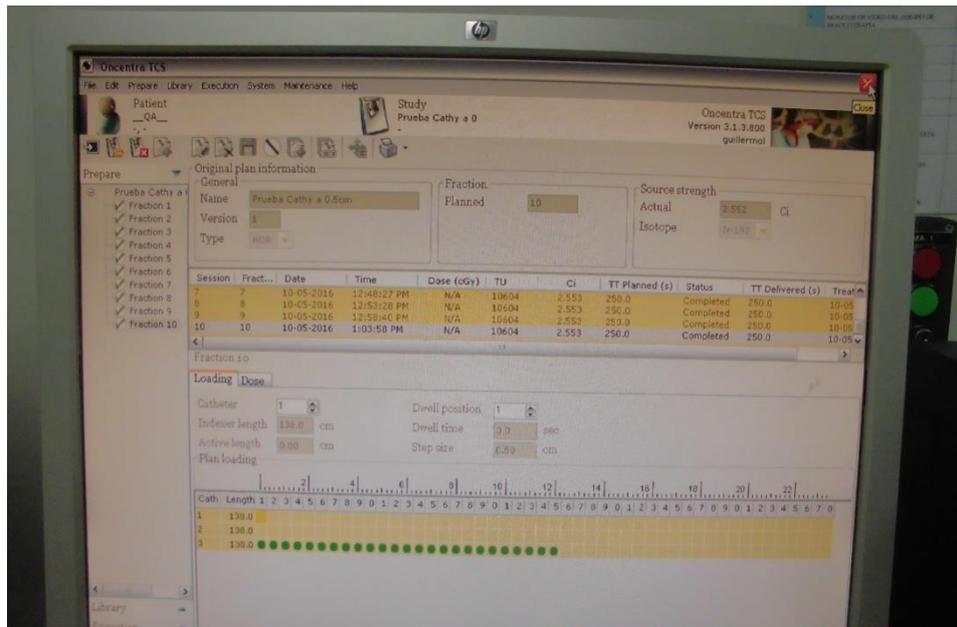


Figura 36-3. Programación de la posición de la fuente para determinar la lectura máxima a intervalos de 0.5 cm.

Fuente: Pino C, 2016

Se obtuvo los factores de correcciones por la recombinación iónica, la temperatura y la presión, medidas con la respectiva instrumentación como son: el electrómetro, termómetro, barómetro y la cámara de pozo.

K_S es el factor de corrección por recombinación iónica. El factor de recombinación K_S es obtenido por la siguiente relación:

$$K_S = (A_{ion})^{-1} = \left[\frac{4}{3} - \left(\frac{M_1}{3M_2} \right) \right]^{-1}$$

Siendo M_1 la lectura con $V = +300V$ y M_2 la lectura con $V = +150V$

El factor de corrección por presión y temperatura es obtenido por la siguiente relación:

$$K_{TP} = \frac{273.15 + \bar{T}}{293.15} * \frac{1013.25}{\bar{P}}$$

K_{TP} es el factor de corrección de la masa de aire por presión y temperatura para las condiciones de referencia a una temperatura de 20°C y presión de 1013.25 mbar.

Donde \bar{T} y \bar{P} son, respectivamente los promedios de las lecturas realizadas para la temperatura y presión.

Se calculó cada uno de los factores de corrección: para recombinación iónica (K_s), para presión y temperatura (K_{TP}).

Aplicación de la ecuación para la determinación de la tasa de kerma en aire

Una vez realizadas las medidas y calculados los factores de corrección para las cantidades de fluencia, se aplicó los valores obtenidos en la ecuación para la determinación de la tasa de kerma en aire de referencia en $\text{cGy m}^2\text{h}^{-1}$: (Maréchal, y otros, 2003)

$$\dot{K}_R = M_1 \times 10^{-9} \times N_{KR} \times 10^2 \times K_{ele} \times K_{TP} \times K_s$$

Donde:

\dot{K}_R = la tasa de kerma en aire de la Fuente de ^{192}Ir de alta tasa de dosis.

M_1 es el promedio de las lecturas del electrómetro referente a la carga colectada por la cámara de pozo.

10^{-9} es la corrección de la unidad de las lecturas de nA para A.

N_{KR} = el factor de calibración de la cámara de pozo en $\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1} \text{A}^{-1}$;

10^2 es la corrección del factor de calibración de Gy para cGy.

K_{ele} = factor de calibración del electrómetro, cuyo valor es igual a 1.

K_{TP} = factor de corrección de la masa de aire por temperatura y presión para las condiciones de referencia.

K_s = factor de recombinación. (Maréchal, y otros, 2003)

Una vez realizadas cada una de las pruebas de control de calidad se tiene que:

El indicador de posición de la fuente depende de la calibración del equipo, que en este caso específico se obtuvo que la posición de la fuente difiera dentro del rango de tolerancia de $\pm 1\text{mm}$ con respecto al valor programado dentro del sistema de planificación.

El indicador del tiempo de permanencia de la fuente muestra que existe una variabilidad de $\pm 0.5\text{s}$ con respecto a la calibración del equipo.

El tiempo de tratamiento programado por el sistema Oncentra depende del factor de decaimiento de la fuente de Ir¹⁹², puesto que a mayor actividad de la fuente menor tiempo de tratamiento.

El indicador de posición de lectura máxima determina la posición de mayor sensibilidad a lo largo de la cavidad de la cámara de pozo, el mismo que indica que dentro de la cámara existe un punto efectivo (donde se mide mayor radiación).

A mayor intensidad de la fuente existe mayor probabilidad de fuga de radiación al medir con el detector en contacto con el equipo.

La fuga de radiación en la puerta A es mucho menor que la que se da en la puerta B debido a la posición en la que se encuentra el microSelectron-HDR dentro de la sala de tratamiento, es decir a menor distancia mayor radiación de fuga.

Cada una de las pruebas desarrolladas para el control de calidad del equipo y para la calibración de la fuente indican que el equipo se encuentra en condiciones estables para su funcionamiento clínico según los criterios establecidos en los protocolos internacionales que han sido tomados de soporte para este trabajo.

CAPITULO IV

4.1. Análisis e interpretación de resultados

Las pruebas del control de calidad para el equipo de alta tasa de dosis microSelectron HDR con una fuente de ^{192}Ir , se realizaron durante 2 meses con el fin de verificar la correcta funcionalidad del equipo y la reproducibilidad del mismo; se fue desarrollando cada una de las pruebas a establecerse en el control de calidad diario y a la vez para cada cambio de fuente, teniendo en cuenta que se corrigieron ciertos errores que se presentaron a lo largo de la primera semana para obtener resultados más certeros y óptimos. A la vez también se verificó que exista una repetibilidad en el posicionamiento de la fuente de ^{192}Ir y en el tiempo de permanencia de la misma. A continuación se presentan los resultados obtenidos de la aplicación de las pruebas, los mismos que son bastante estables y confiables debido a la realización de cartas de control individual que verifican la estabilidad del proceso.

4.1.1. Pruebas de Seguridad

Cada una de las pruebas de seguridad como: Indicador de salida de la fuente, Interruptores de emergencia, Monitor de radiación, Sistema de retorno manual de la fuente, Posición de las llaves en la consola, Cambio de canal de tratamiento, Temporizador, Posición de las llaves, Controles de Contaminación ambiental por radiaciones ionizantes, Fuga de radiación, Verificación del funcionamiento del sistema de video vigilancia, Verificación del correcto funcionamiento del sistema de intercomunicación con el paciente; demuestran cumplir con las condiciones y normativas internacionales y se muestra a continuación la variabilidad presentada en el posicionamiento y tiempo de permanencia de la fuente con la finalidad de hallar cada una de sus tolerancias y control de la capacidad del proceso:

Verificación de la temporalidad de 5 s

Se tomaron 60 medidas para la carta de control individual con respecto a un tiempo de permanencia de 5s. La tabla fue construida bajo un análisis estadístico por medio de cartas de control individuales y con la determinación de medidas estadísticas como: la media, la desviación

estándar, el rango, el índice de capacidad y el índice de inestabilidad presentado en la gráfica 1-4, que se lo desarrollo en Microsoft Excel 2013.

Tabla 1-4 Carta de control individual del tiempo de permanencia de 5 s de la fuente

Carta de control individual del tiempo de permanencia de la fuente						
Orden	Tiempo 5 s	rango	lim.sup	lim.inf	línea central	X
1	4.85		5.25	4.48	4.86	4.85
2	5.03	0.18	5.25	4.48	4.86	5.03
3	5	0.03	5.25	4.48	4.86	5
4	5.92	0.92	5.25	4.48	4.86	5.05
5	4.95	0.97	5.25	4.48	4.86	4.95
6	4.96	0.01	5.25	4.48	4.86	4.96
7	4.87	0.09	5.25	4.48	4.86	4.87
8	5	0.13	5.25	4.48	4.86	5
9	4.93	0.07	5.25	4.48	4.86	5.1
10	4.98	0.05	5.25	4.48	4.86	4.98
11	4.9	0.08	5.25	4.48	4.86	4.9
12	4.78	0.12	5.25	4.48	4.86	4.78
13	4.9	0.12	5.25	4.48	4.86	4.9
14	4.83	0.07	5.25	4.48	4.86	4.83
15	4.83	0	5.25	4.48	4.86	4.83
16	4.83	0	5.25	4.48	4.86	4.83
17	5	0.17	5.25	4.48	4.86	5
18	4.81	0.19	5.25	4.48	4.86	4.81
19	4.8	0.01	5.25	4.48	4.86	4.8
20	4.7	0.1	5.25	4.48	4.86	4.7
21	4.8	0.1	5.25	4.48	4.86	4.8
22	4.8	0	5.25	4.48	4.86	4.8
23	4.8	0	5.25	4.48	4.86	4.8
24	4.8	0	5.25	4.48	4.86	4.8
25	4.8	0	5.25	4.48	4.86	4.8
26	4.8	0	5.25	4.48	4.86	4.8
27	4.83	0.03	5.25	4.48	4.86	4.83
28	4.83	0	5.25	4.48	4.86	4.83
29	4.9	0.07	5.25	4.48	4.86	4.9
30	4.83	0.07	5.25	4.48	4.86	4.83
31	4.99	0.16	5.25	4.48	4.86	4.99
32	4.85	0.14	5.25	4.48	4.86	4.85
33	4.87	0.02	5.25	4.48	4.86	4.87

34	4.9	0.03	5.25	4.48	4.86	4.9
35	4.98	0.08	5.25	4.48	4.86	4.98
36	4.86	0.12	5.25	4.48	4.86	4.86
37	4.94	0.08	5.25	4.48	4.86	4.94
38	4.8	0.14	5.25	4.48	4.86	4.8
39	4.94	0.14	5.25	4.48	4.86	4.94
40	4	0.94	5.25	4.48	4.86	4.8
41	4.88	0.88	5.25	4.48	4.86	4.88
42	4.94	0.06	5.25	4.48	4.86	4.94
43	4.7	0.24	5.25	4.48	4.86	4.7
44	4.86	0.16	5.25	4.48	4.86	4.86
45	4.89	0.03	5.25	4.48	4.86	4.89
46	4.91	0.02	5.25	4.48	4.86	4.91
47	4.8	0.11	5.25	4.48	4.86	4.8
48	4.87	0.07	5.25	4.48	4.86	4.87
49	4.87	0	5.25	4.48	4.86	4.87
50	4.7	0.17	5.25	4.48	4.86	4.7
51	4.85	0.15	5.25	4.48	4.86	4.85
52	4.7	0.15	5.25	4.48	4.86	4.7
53	4.69	0.01	5.25	4.48	4.86	4.69
54	4.95	0.26	5.25	4.48	4.86	4.95
55	4.75	0.2	5.25	4.48	4.86	4.75
56	4.8	0.05	5.25	4.48	4.86	4.8
57	5	0.2	5.25	4.48	4.86	5
58	4.8	0.2	5.25	4.48	4.86	4.8
59	4.78	0.02	5.25	4.48	4.86	4.78
60	4.9	0.12	5.25	4.48	4.86	4.9

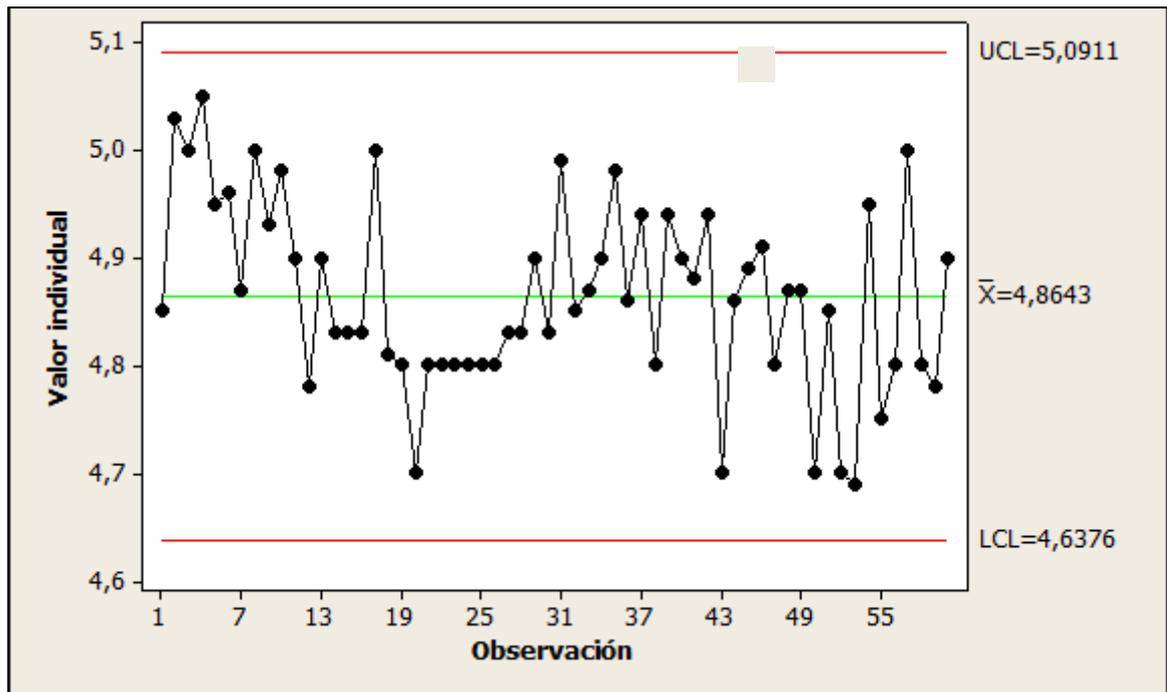
Media	4.863833333	0.144576
Desviación Estándar	0.196659317	

Índice de capacidad
0.000185427

Fuente: Pino C, 2016

En la tabla 1-4 se puede evidenciar el control de calidad que se realizó a la fuente de ¹⁹²Ir, tomando en consideración cada uno de los valores estadísticos calculados y determinando los límites de tolerancia para el tiempo de permanencia de 5 s. Se obtuvo los elementos necesarios para determinar la correcta funcionalidad del equipo a partir de esta carta de control; iniciando con los 60 valores adquiridos en el proceso de aplicación de la prueba en los que se pudo notar que presentaron cierta variación, la cual dependió de la operación realizada al equipo y del uso del instrumento de medición que en este caso fue un cronómetro personal.

Se estableció los límites de tolerancia: superior, inferior y central específicos para un tiempo de 5s, tomando en cuenta que para que la carta de control planteada sea estadísticamente buena, los tiempos de permanencia deben estar dentro de los límites de tolerancia obtenidos que son un límite superior de 5.25 s, límite inferior de 4.48 s y un límite central de 4.86 s, se obtuvo un índice de capacidad de 0.00018 que se considera estadísticamente bastante bueno y estable, por lo que se puede decir que el proceso se puede aceptar en base de los resultados arrojados por la carta de control aplicada.



Índice de inestabilidad	0%
Puntos especiales	0
Puntos totales	60

Gráfico 1-4. Análisis de capacidad del tiempo de permanencia de 5 s usando Minitab.

Fuente: Pino C,2016

Nota: Cuando se habla de puntos especiales se tiene en consideración las causas comunes y especiales de variación 6M como son: materiales, maquinaria, medición, mano de obra, métodos y medio ambiente.

En el gráfico 1-4 se presenta la capacidad potencial del proceso por medio del programa estadístico Minitab, en donde se tomó a consideración los puntos especiales con respecto al número de puntos totales 60.

En el gráfico 1-4 se puede observar que no existen puntos especiales puesto que ninguno de los puntos tomados se encuentran fuera de los límites de tolerancia obtenidos como son 5.0911 cm y 4.6376 cm como límites superior e inferior respectivamente, quiere decir que no se presentó ninguna alteración o inestabilidad en el proceso convirtiéndose en un proceso con una buena capacidad potencial y manteniéndose estable.

Verificación de la temporalidad de 20 s

En la tabla 2-4, se encuentran 60 valores que fueron tomados para el tiempo de permanencia de 20 s, se presenta el rango, la media, la desviación estándar, los límites de tolerancia, el índice de capacidad de la carta de control y la variabilidad presentada entre los valores adquiridos en el proceso con un rango entre 0 y 0.24 s, sin exceder el 0.5 aceptable dentro de esta prueba estableciendo que al verificar la temporalidad para los 20s se encuentra dentro de la tolerancia para que esta prueba pueda ser desarrollada sin ningún inconveniente en tratamientos a pacientes con cáncer ginecológico.

Tabla 2-4 Carta de control individual del tiempo de permanencia de la fuente de 20 s

Carta de control individual del tiempo de permanencia de la fuente						
Orden	tiempo 20 s	rango	limsup.	liminf.	lim central	X
1	19.89		20.17	19.45	19.81	19.89
2	19.93	0.04	20.17	19.45	19.81	19.93
3	19.9	0.03	20.17	19.45	19.81	19.9
4	19.89	0.01	20.17	19.45	19.81	19.89
5	19.79	0.1	20.17	19.45	19.81	19.79
6	19.95	0.16	20.17	19.45	19.81	19.95
7	19.91	0.04	20.17	19.45	19.81	19.91
8	19.87	0.04	20.17	19.45	19.81	19.87
9	19.89	0.02	20.17	19.45	19.81	19.89
10	18.8	1.09	20.17	19.45	19.81	18.8

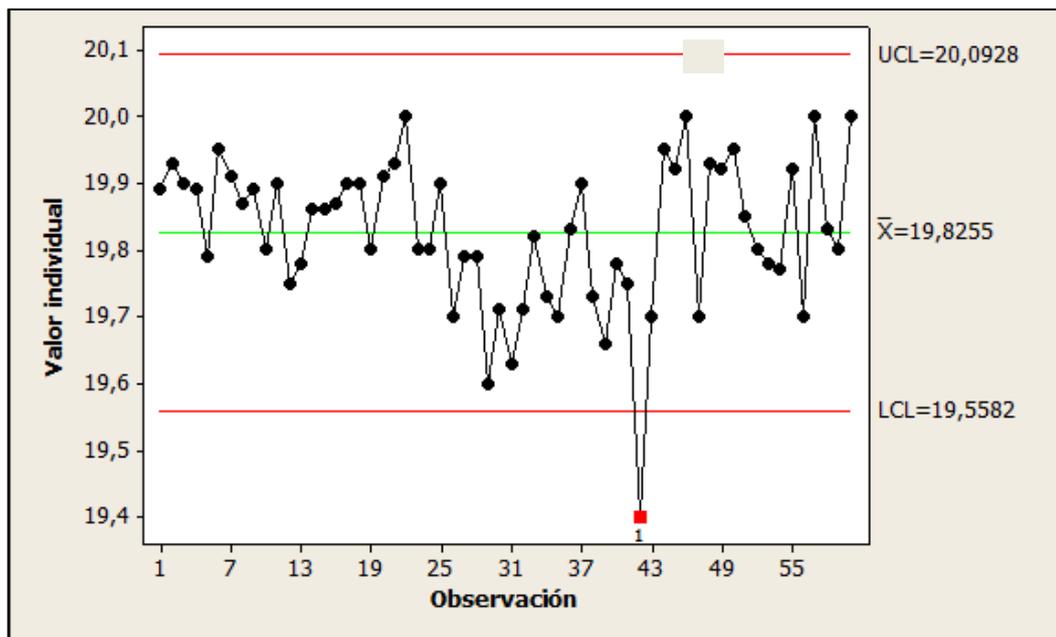
11	19.9	1.1	20.17	19.45	19.81	19.9
12	19.75	0.15	20.17	19.45	19.81	19.75
13	19.78	0.03	20.17	19.45	19.81	19.78
14	19.86	0.08	20.17	19.45	19.81	19.86
15	19.86	0	20.17	19.45	19.81	19.86
16	19.87	0.01	20.17	19.45	19.81	19.87
17	19.9	0.03	20.17	19.45	19.81	19.9
18	19.9	0	20.17	19.45	19.81	19.9
19	19.8	0.1	20.17	19.45	19.81	19.8
20	19.91	0.11	20.17	19.45	19.81	19.91
21	19.93	0.02	20.17	19.45	19.81	19.93
22	20	0.07	20.17	19.45	19.81	20.1
23	19.8	0.2	20.17	19.45	19.81	19.8
24	19.8	0	20.17	19.45	19.81	19.8
25	19.9	0.1	20.17	19.45	19.81	19.9
26	19.7	0.2	20.17	19.45	19.81	19.7
27	19.79	0.09	20.17	19.45	19.81	19.79
28	19.79	0	20.17	19.45	19.81	19.79
29	19.6	0.19	20.17	19.45	19.81	19.6
30	19.71	0.11	20.17	19.45	19.81	19.71
31	19.63	0.08	20.17	19.45	19.81	19.63
32	19.71	0.08	20.17	19.45	19.81	19.71
33	19.82	0.11	20.17	19.45	19.81	19.82
34	19.73	0.09	20.17	19.45	19.81	19.73
35	19.7	0.03	20.17	19.45	19.81	19.7
36	19.83	0.13	20.17	19.45	19.81	19.83
37	19.9	0.07	20.17	19.45	19.81	19.9
38	19.73	0.17	20.17	19.45	19.81	19.73
39	19.66	0.07	20.17	19.45	19.81	19.66
40	19.78	0.12	20.17	19.45	19.81	19.78
41	19.75	0.03	20.17	19.45	19.81	19.75
42	19.4	0.35	20.17	19.45	19.81	19.4
43	19.7	0.3	20.17	19.45	19.81	19.7
44	19.95	0.25	20.17	19.45	19.81	19.95
45	19.92	0.03	20.17	19.45	19.81	19.92
46	20	0.08	20.17	19.45	19.81	20
47	19.7	0.3	20.17	19.45	19.81	19.7
48	19.93	0.23	20.17	19.45	19.81	19.93
49	19.92	0.01	20.17	19.45	19.81	19.92
50	19.95	0.03	20.17	19.45	19.81	19.95
51	19.85	0.1	20.17	19.45	19.81	19.85
52	19.8	0.05	20.17	19.45	19.81	19.8
53	19.78	0.02	20.17	19.45	19.81	19.78

54	19.77	0.01	20.17	19.45	19.81	19.77
55	19.92	0.15	20.17	19.45	19.81	19.92
56	19.7	0.22	20.17	19.45	19.81	19.7
57	20	0.3	20.17	19.45	19.81	20
58	19.83	0.17	20.17	19.45	19.81	19.83
59	19.8	0.03	20.17	19.45	19.81	19.8
60	20	0.2	20.17	19.45	19.81	20

Media	19.80883333	0.134407
Desviación Estándar	0.173636008	

Índice de capacidad
7.27598E-11

Fuente: Pino C, 2016



Índice de inestabilidad	2%
Puntos especiales	1
Puntos totales	60

GRAFICO 2-4. Análisis de capacidad del tiempo de permanencia de 20 s usando Minitab.

Fuente: Pino C, 2016

En el gráfico 2-4 se presenta la capacidad del tiempo de permanencia de 20 s, considerando un punto especial debido causas especiales como: la maquinaria (cronometro personal) y la medición del operador (personal pertinente- Físicos).

Se constata que el punto especial se encuentra fuera del límite inferior, por lo cual el índice de estabilidad obtenido por el cociente entre el número de puntos especiales para el número de puntos totales por 100 genera un 2% de inestabilidad; tomando en cuenta que un proceso es bastante estable entre el 0 y 2%, por tanto la estabilidad de este proceso al generar una carta de control individual propia para el equipo microSelectron-HDR proporciona estabilidad y garantiza las condiciones de funcionamiento.

Verificación de la temporalidad de 45s

En la tabla 3-4, se puede observar que a medida que incrementa el tiempo de permanencia al que se programa el equipo microSelectron-HDR los valores de tolerancia son mayores pero no exceden los 0.5s ya que estos límites son dados debido al valor de ± 3 de la desviación estándar de cada una de las tablas obtenidas. Además se puede evidenciar que existe un rango entre (0 y 0.41) s y existen los límites de tolerancia obtenidos: superior, inferior y central con valores de 45.25, 44.31 y 44.78 s respectivamente. Cabe mencionar que en cada una de las tablas se puede evidenciar un índice de capacidad que es bastante bueno debido a que una de las condiciones estadísticas establecidas menciona que si el Índice de Capacidad ($ICP \leq 0$) el proceso y la carta de control son bastante buenos y adecuados.

Tabla 3-4 Carta de control individual del tiempo de permanencia de 45 s de la fuente.

Carta de control individual del tiempo de permanencia de la fuente						
Orden	tiempo 45 seg	Rango	Limsup	Liminf	Lim central	X
1	44.78		45.26	44.29	44.78	44.78
2	44.9	0.12	45.26	44.29	44.78	44.9
3	44.8	0.1	45.26	44.29	44.78	44.8
4	44.5	0.3	45.26	44.29	44.78	44.5
5	44.8	0.3	45.26	44.29	44.78	44.8
6	44.99	0.19	45.26	44.29	44.78	44.99
7	45.03	0.04	45.26	44.29	44.78	45.03
8	44.65	0.38	45.26	44.29	44.78	44.65
9	44.68	0.03	45.26	44.29	44.78	44.68
10	43.99	0.69	45.26	44.29	44.78	43.99
11	44.89	0.9	45.26	44.29	44.78	44.89

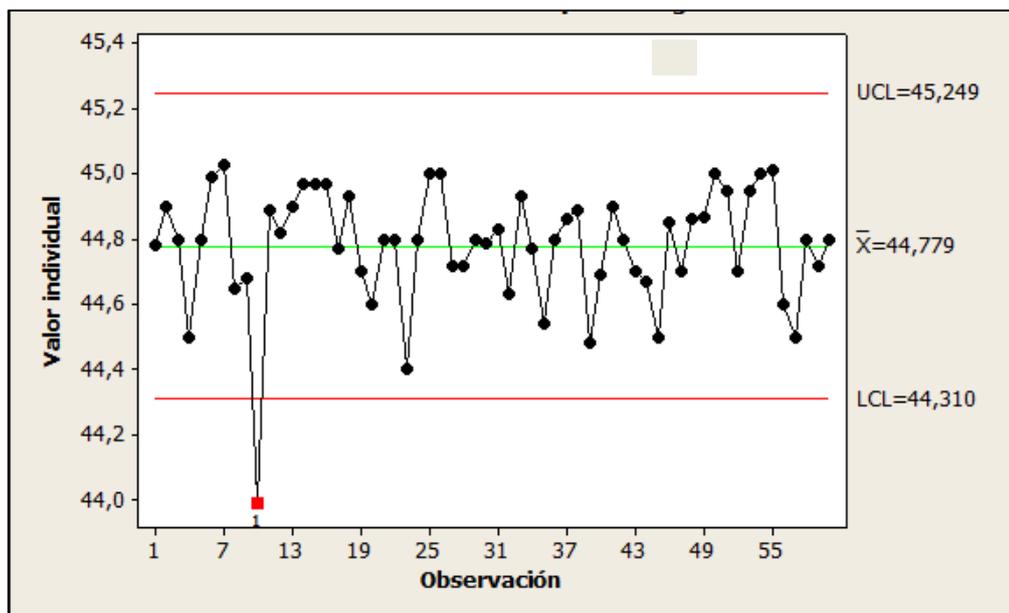
12	44.82	0.07	45.26	44.29	44.78	44.82
13	44.9	0.08	45.26	44.29	44.78	44.9
14	44.97	0.07	45.26	44.29	44.78	44.97
15	44.97	0	45.26	44.29	44.78	44.97
16	44.97	0	45.26	44.29	44.78	44.97
17	44.77	0.2	45.26	44.29	44.78	44.77
18	44.93	0.16	45.26	44.29	44.78	44.93
19	44.7	0.23	45.26	44.29	44.78	44.7
20	44.6	0.1	45.26	44.29	44.78	44.6
21	44.8	0.2	45.26	44.29	44.78	44.8
22	44.8	0	45.26	44.29	44.78	44.8
23	44.4	0.4	45.26	44.29	44.78	44.4
24	44.8	0.4	45.26	44.29	44.78	44.8
25	45	0.2	45.26	44.29	44.78	45
26	45	0	45.26	44.29	44.78	45
27	44.72	0.28	45.26	44.29	44.78	44.72
28	44.72	0	45.26	44.29	44.78	44.72
29	44.8	0.08	45.26	44.29	44.78	44.8
30	44.79	0.01	45.26	44.29	44.78	44.79
31	44.83	0.04	45.26	44.29	44.78	44.83
32	44.63	0.2	45.26	44.29	44.78	44.63
33	44.93	0.3	45.26	44.29	44.78	44.93
34	44.77	0.16	45.26	44.29	44.78	44.77
35	44.54	0.23	45.26	44.29	44.78	44.54
36	44.8	0.26	45.26	44.29	44.78	44.8
37	44.86	0.06	45.26	44.29	44.78	44.86
38	44.89	0.03	45.26	44.29	44.78	44.89
39	44.28	0.61	45.26	44.29	44.78	44.28
40	44.69	0.41	45.26	44.29	44.78	44.69
41	44.9	0.21	45.26	44.29	44.78	44.9
42	44.8	0.1	45.26	44.29	44.78	44.8
43	44.7	0.1	45.26	44.29	44.78	44.7
44	44.67	0.03	45.26	44.29	44.78	44.67
45	44.5	0.17	45.26	44.29	44.78	44.5
46	44.85	0.35	45.26	44.29	44.78	44.85
47	44.7	0.15	45.26	44.29	44.78	44.7
48	44.86	0.16	45.26	44.29	44.78	44.86
49	44.87	0.01	45.26	44.29	44.78	44.87
50	45	0.13	45.26	44.29	44.78	45
51	44.95	0.05	45.26	44.29	44.78	44.95
52	44.7	0.25	45.26	44.29	44.78	44.7
53	44.95	0.25	45.26	44.29	44.78	44.95
54	45	0.05	45.26	44.29	44.78	45

55	45.01	0.01	45.26	44.29	44.78	45.01
56	44.6	0.41	45.26	44.29	44.78	44.6
57	44.5	0.1	45.26	44.29	44.78	44.5
58	44.8	0.3	45.26	44.29	44.78	44.8
59	44.72	0.08	45.26	44.29	44.78	44.72
60	44.8	0.08	45.26	44.29	44.78	44.8

Media	44.77616667	0.18339
Desviación Estándar	0.190762002	

Índice de capacidad
2.82316E-10

Fuente: Pino C, 2016



Índice de inestabilidad	2%
Puntos especiales	1
Puntos totales	60

GRAFICO 3-4. Análisis de capacidad del tiempo de permanencia de 45 s usando Minitab.

Fuente: Pino C, 2016

En la gráfica 3-4 se puede evidenciar que existe la presencia de un punto especial con un valor de 43.99 s, el mismo que se encuentra fuera de los límites de tolerancia establecidos. Se puede

observar un proceso bastante bueno debido a su ciclicidad, es decir su variabilidad en las mediciones lo que permite distinguir cada uno de los puntos que representan la temporalidad para un tiempo de 45 s. Este proceso es considerado estable, debido a que al obtener un índice de inestabilidad que pueda comprobar que tan estable es el proceso se tiene un 2% que corresponde a los límites que proporciona la estabilidad de la carta de control y la capacidad potencial del proceso.

Precisión del posicionamiento para una distancia de 130cm

En la tabla 4-4 se puede observar las 61 mediciones que se obtuvo en el proceso de control de calidad del indicador de posición de la fuente a una distancia de 130 cm; además dentro de la tabla 4-4 se tiene cada una de las variables estadísticas como es la media con un valor de 130.26 cm, una desviación estándar de 0.409 cm, un rango promedio de 0.0281 cm y un índice de capacidad bastante bueno. Dentro de la carta de control para verificar el posicionamiento de la fuente se estableció los límites de tolerancia entre 130.19 y 130.34 cm como límites superior e inferior propios de este nuevo proceso de control de calidad; considerándose un proceso aceptable y verificando la correcta funcionalidad para poder dar tratamientos óptimos para pacientes con cáncer ginecológico.

Tabla 4-4 Carta de control individual del indicador de posición de la fuente a 130 cm

Carta de control individual del indicador de posición de la fuente a 130 cm						
Orden	Posición	rango	limsup	liminf	linea central	X
1	130.25		130.34	130.19	130.26	130.25
2	130.28	0.03	130.34	130.19	130.26	130.28
3	130.3	0.02	130.34	130.19	130.26	130.3
4	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
5	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
6	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
7	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
8	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
9	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
10	130.28	0.02	130.34	130.19	130.26	130.28
11	130.3	0.02	130.34	130.19	130.26	130.3
12	130.29	0.01	130.34	130.19	130.26	130.29
13	130.3	0.01	130.34	130.19	130.26	130.3
14	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
15	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25

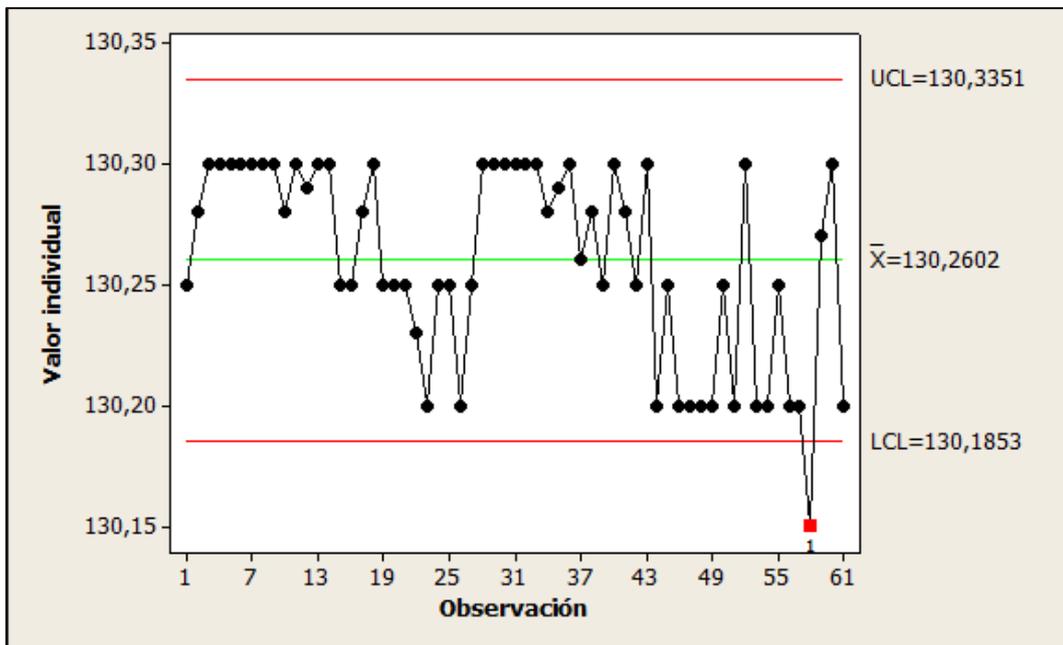
16	130.25	0	130.34	130.19	130.26	130.25
17	130.28	0.03	130.34	130.19	130.26	130.28
18	130.3	0.02	130.34	130.19	130.26	130.3
19	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25
20	130.25	0	130.34	130.19	130.26	130.25
21	130.25	0	130.34	130.19	130.26	130.25
22	130.23	0.02	130.34	130.19	130.26	130.23
23	130.2	0.03	130.34	130.19	130.26	130.2
24	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25
25	130.25	0	130.34	130.19	130.26	130.25
26	130.2	0.05	130.34	130.19	130.26	130.2
27	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25
28	130.3	0.05	130.34	130.19	130.26	130.3
29	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
30	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
31	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
32	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
33	130.3	0	130.34	130.19	130.26	130.3
34	130.28	0.02	130.34	130.19	130.26	130.28
35	130.29	0.01	130.34	130.19	130.26	130.29
36	130.3	0.01	130.34	130.19	130.26	130.3
37	130.26	0.04	130.34	130.19	130.26	130.26
38	130.28	0.02	130.34	130.19	130.26	130.28
39	130.25	0.03	130.34	130.19	130.26	130.25
40	130.3	0.05	130.34	130.19	130.26	130.3
41	130.28	0.02	130.34	130.19	130.26	130.28
42	130.25	0.03	130.34	130.19	130.26	130.25
43	130.3	0.05	130.34	130.19	130.26	130.3
44	130.2	0.1	130.34	130.19	130.26	130.2
45	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25
46	130.2	0.05	130.34	130.19	130.26	130.2
47	130.2	0	130.34	130.19	130.26	130.2
48	130.2	0	130.34	130.19	130.26	130.2
49	130.2	0	130.34	130.19	130.26	130.2
50	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25
51	130.2	0.05	130.34	130.19	130.26	130.2
52	130.3	0.1	130.34	130.19	130.26	130.3
53	130.2	0.1	130.34	130.19	130.26	130.2
54	130.2	0	130.34	130.19	130.26	130.2
55	130.25	0.05	130.34	130.19	130.26	130.25
56	130.2	0.05	130.34	130.19	130.26	130.2
57	130.2	0	130.34	130.19	130.26	130.2
58	130.15	0.05	130.34	130.19	130.26	130.15

59	130.27	0.12	130.34	130.19	130.26	130.27
60	130.3	0.03	130.34	130.19	130.26	130.3
61	130.2	0.1	130.34	130.19	130.26	130.2

Media	130.260164	0.02816667
Desviación Estándar	0.04096713	

Índice de capacidad
0

Fuente: Pino C, 2016



Índice de inestabilidad	2%
Puntos especiales	1
Puntos totales	60

GRAFICO 4-4. Análisis de capacidad del indicador de posición de la fuente a 130 cm usando Minitab.

Fuente: Pino C, 2016

En el gráfico 4-4 se puede evidenciar el análisis de la capacidad del posicionamiento de la fuente a una distancia de 130 cm con el programa estadístico Minitab que se caracteriza debido a que proporciona un amplio rango de aplicaciones estadísticas y su capacidad de gráfico; una vez

analizados cada uno de los puntos del proceso se obtiene un punto especial en la posición de 130.15 cm debido a la causa especial de la medición del operador. Se puede observar que existe un rango de medición entre 130.18 y 130.33 cm como límites característicos. Además al obtener una inestabilidad del 2% se prueba que la capacidad del proceso es bastante estable.

Precisión del posicionamiento para una distancia de 140 cm

En la tabla 5-4 se presentan los 61 valores que corresponden a las mediciones de dos meses, se obtuvo un rango entre (0 - 0.2) cm considerando que existe una mayor precisión cuando se refiere al posicionamiento, es decir la variabilidad entre los datos obtenidos es mínima. Además se observa que los límites dependen del valor de la desviación estándar con un valor de 0.04097.

El índice de capacidad potencial del proceso indica que la carta de control empleada y desarrollada es la correcta, ya que posee un índice bastante bueno.

Tabla 5-4 Carta de control individual del indicador de posición de la fuente a 140 cm.

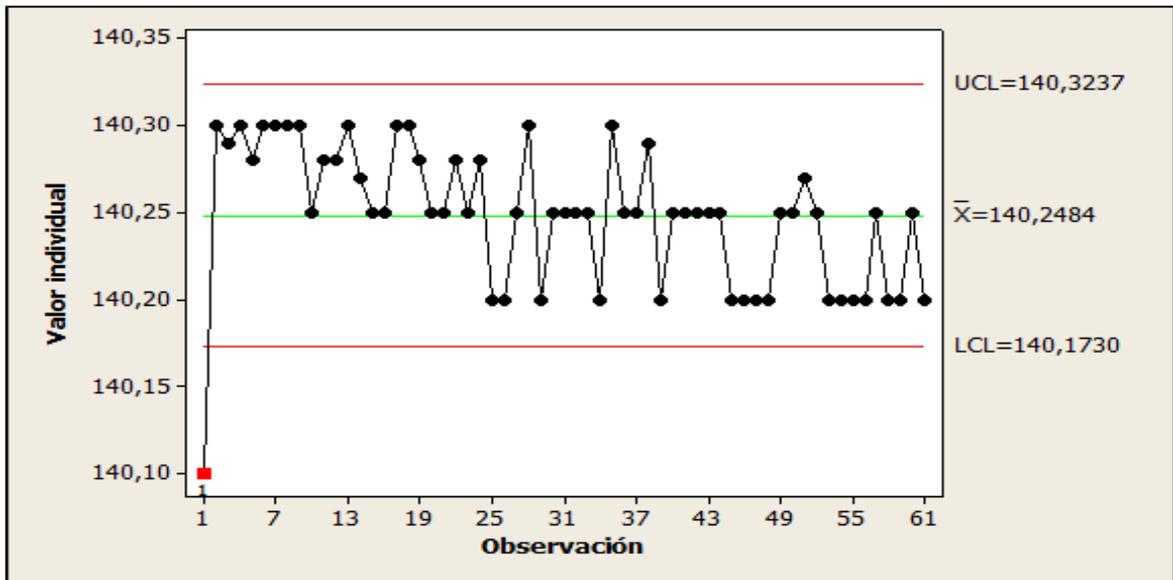
Carta de control individual del indicador de posición de la fuente a 140 cm						
Orden	Posición	rango	limsup	liminf	linea central	X
1	140.1		140.32	140.17	140.25	140.1
2	140.3	0.2	140.32	140.17	140.25	140.3
3	140.29	0.01	140.32	140.17	140.25	140.29
4	140.3	0.01	140.32	140.17	140.25	140.3
5	140.28	0.02	140.32	140.17	140.25	140.28
6	140.3	0.02	140.32	140.17	140.25	140.3
7	140.3	0	140.32	140.17	140.25	140.3
8	140.3	0	140.32	140.17	140.25	140.3
9	140.3	0	140.32	140.17	140.25	140.3
10	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
11	140.28	0.03	140.32	140.17	140.25	140.28
12	140.28	0	140.32	140.17	140.25	140.28
13	140.3	0.02	140.32	140.17	140.25	140.3
14	140.27	0.03	140.32	140.17	140.25	140.27
15	140.25	0.02	140.32	140.17	140.25	140.25
16	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
17	140.3	0.05	140.32	140.17	140.25	140.3
18	140.3	0	140.32	140.17	140.25	140.3
19	140.28	0.02	140.32	140.17	140.25	140.28

20	140.25	0.03	140.32	140.17	140.25	140.25
21	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
22	140.28	0.03	140.32	140.17	140.25	140.28
23	140.25	0.03	140.32	140.17	140.25	140.25
24	140.28	0.03	140.32	140.17	140.25	140.28
25	140.2	0.08	140.32	140.17	140.25	140.2
26	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
27	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
28	140.3	0.05	140.32	140.17	140.25	140.3
29	140.2	0.1	140.32	140.17	140.25	140.2
30	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
31	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
32	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
33	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
34	140.2	0.05	140.32	140.17	140.25	140.2
35	140.3	0.1	140.32	140.17	140.25	140.3
36	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
37	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
38	140.29	0.04	140.32	140.17	140.25	140.29
39	140.2	0.09	140.32	140.17	140.25	140.2
40	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
41	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
42	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
43	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
44	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
45	140.2	0.05	140.32	140.17	140.25	140.2
46	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
47	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
48	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
49	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
50	140.25	0	140.32	140.17	140.25	140.25
51	140.27	0.02	140.32	140.17	140.25	140.27
52	140.25	0.02	140.32	140.17	140.25	140.25
53	140.2	0.05	140.32	140.17	140.25	140.2
54	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
55	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
56	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
57	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
58	140.2	0.05	140.32	140.17	140.25	140.2
59	140.2	0	140.32	140.17	140.25	140.2
60	140.25	0.05	140.32	140.17	140.25	140.25
61	140.2	0.05	140.32	140.17	140.25	140.2

Media	140.248361	0.028333333
Desviación Estándar	0.04066859	

Índice de capacidad
0

Fuente: Pino C, 2016



Índice de inestabilidad	2%
Puntos especiales	1
Puntos totales	60

GRAFICO 5-4. Análisis de capacidad del indicador de posición de la fuente a 140 cm usando Minitab.

Fuente: Pino C, 2016

En el gráfico 5-4 se puede evidenciar el análisis de la capacidad del posicionamiento de la fuente a una distancia de 140 cm con el programa estadístico Minitab que se caracteriza debido a que proporciona un amplio rango de aplicaciones estadísticas y su capacidad de gráfico; una vez analizados cada uno de los puntos del proceso se obtiene un punto especial en la posición de 140.10 cm debido a la causa especial de la medición del operador. Se puede observar que existe un rango de medición entre 140.17 y 140.32 cm como límites característicos. Además al obtener una inestabilidad del 2% se prueba que la capacidad del proceso es bastante estable ya que no excede a un 5 o 15% lo cual indicaría un proceso no estable.

Precisión del posicionamiento para una distancia de 150 cm

La tabla 6-4 presenta variables estadísticas propias de la carta de control para controlar la precisión cuando se habla del posicionamiento de la fuente a una distancia de 150 cm. Entre las variables estadísticas se puede observar que se ha obtenido una media de 150.24 cm la misma que determina un límite estadístico central para los 61 valores adquiridos; de la misma manera se establece un rango entre (0 – 0.13) cm entre la diferencia de las mediciones realizadas entre sí.

Cabe mencionar que la desviación estándar es una variable estadística dependiente para el cálculo de los límites de tolerancia, por lo cual se tiene una incertidumbre de ± 0.15 con respecto a la posición de 150 cm.

Tabla 6-4 Carta de control individual del indicador de posición de la fuente a 150 cm.

Carta de control individual del indicador de posición de la fuente a 150 cm						
Orden	Posición	rango	limsup	liminf	línea central	X
1	150.2		150.34	150.15	150.24	150.2
2	150.28	0.08	150.34	150.15	150.24	150.28
3	150.3	0.02	150.34	150.15	150.24	150.3
4	150.3	0	150.34	150.15	150.24	150.3
5	150.28	0.02	150.34	150.15	150.24	150.28
6	150.3	0.02	150.34	150.15	150.24	150.3
7	150.3	0	150.34	150.15	150.24	150.3
8	150.3	0	150.34	150.15	150.24	150.3
9	150.25	0.05	150.34	150.15	150.24	150.25
10	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
11	150.28	0.03	150.34	150.15	150.24	150.28
12	150.25	0.03	150.34	150.15	150.24	150.25
13	150.3	0.05	150.34	150.15	150.24	150.3
14	150.28	0.02	150.34	150.15	150.24	150.28
15	150.25	0.03	150.34	150.15	150.24	150.25
16	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
17	150.25	0.05	150.34	150.15	150.24	150.25
18	150.3	0.05	150.34	150.15	150.24	150.3
19	150.28	0.02	150.34	150.15	150.24	150.28
20	150.3	0.02	150.34	150.15	150.24	150.3
21	150.3	0	150.34	150.15	150.24	150.3
22	150.28	0.02	150.34	150.15	150.24	150.28
23	150.28	0	150.34	150.15	150.24	150.28
24	150.25	0.03	150.34	150.15	150.24	150.25
25	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
26	150.2	0	150.34	150.15	150.24	150.2

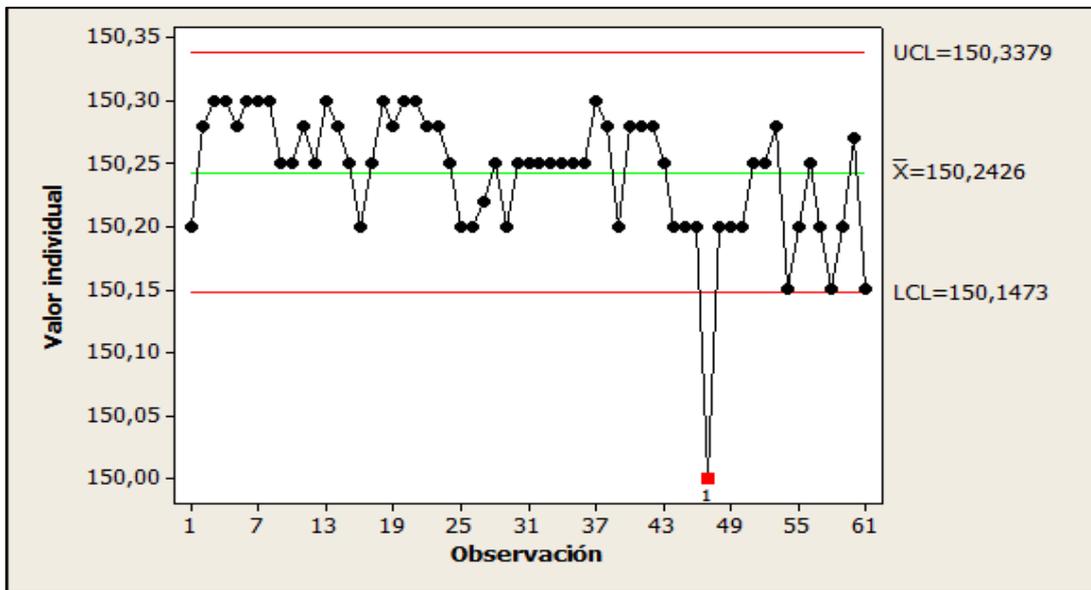
27	150.22	0.02	150.34	150.15	150.24	150.22
28	150.25	0.03	150.34	150.15	150.24	150.25
29	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
30	150.25	0.05	150.34	150.15	150.24	150.25
31	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
32	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
33	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
34	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
35	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
36	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
37	150.3	0.05	150.34	150.15	150.24	150.3
38	150.28	0.02	150.34	150.15	150.24	150.28
39	150.2	0.08	150.34	150.15	150.24	150.2
40	150.28	0.08	150.34	150.15	150.24	150.28
41	150.28	0	150.34	150.15	150.24	150.28
42	150.28	0	150.34	150.15	150.24	150.28
43	150.25	0.03	150.34	150.15	150.24	150.25
44	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
45	150.2	0	150.34	150.15	150.24	150.2
46	150.2	0	150.34	150.15	150.24	150.2
47	150	0.2	150.34	150.15	150.24	150
48	150.2	0.2	150.34	150.15	150.24	150.2
49	150.2	0	150.34	150.15	150.24	150.2
50	150.2	0	150.34	150.15	150.24	150.2
51	150.25	0.05	150.34	150.15	150.24	150.25
52	150.25	0	150.34	150.15	150.24	150.25
53	150.28	0.03	150.34	150.15	150.24	150.28
54	150.15	0.13	150.34	150.15	150.24	150.15
55	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
56	150.25	0.05	150.34	150.15	150.24	150.25
57	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
58	150.15	0.05	150.34	150.15	150.24	150.15
59	150.2	0.05	150.34	150.15	150.24	150.2
60	150.27	0.07	150.34	150.15	150.24	150.27
61	150.15	0.12	150.34	150.15	150.24	150.15

Media	150.242623	0.03583333
Desviación Estándar	0.05224626	

Índice de capacidad
0

Fuente: Pino C, 2016

En la tabla 6-4 se puede evidenciar que la variabilidad entre cada uno de los 61 valores obtenidos es mínima y posee un rango promedio de 0.0358 cm; dentro de los límites de tolerancia hablamos de un valor de ± 3 de la desviación estándar por lo que se obtuvo un valor de ± 0.16 cm.



Índice de inestabilidad	2%
Puntos especiales	1
Puntos totales	60

GRAFICO 6-4. Análisis de capacidad del indicador de posición de la fuente a 150 cm usando Minitab.

Fuente: Pino C, 2016

En el Gráfico 6-4 se observa un índice de inestabilidad de 2% debido a la presencia de un punto especial el mismo que se encuentra en la posición de 150 cm que se encuentre fuera de los límites superior con un valor de 150.34 cm y un límite inferior de 150.15 cm, generando un rango entre 0.15 a 0.34 cm que se presenta dentro de la creación de mi carta de control.

4.1.1. Pruebas de Seguridad

La verificación del funcionamiento del indicador de salida de la fuente se constató que cada uno de los indicadores ubicados fuera de la sala de tratamiento se encuentra en el correcto funcionamiento.

La verificación del correcto funcionamiento de los interruptores de emergencia se verificó el regreso de la fuente hacia el contenedor de la unidad de tratamiento.

La Verificación del correcto funcionamiento del sistema de retorno manual esta prueba se realizó como una alternativa de retorno de la fuente al contenedor blindado, debido a que se presentó un fallo del sistema de alimentación eléctrica.

La verificación del correcto funcionamiento del temporizador se llegó a constatar que el tiempo del temporizador (5, 20 y 45) s con una distancia de 130 cm al que se programa corresponda al mismo del cronómetro que se utiliza manualmente variando en ± 0.5 s con respecto a la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento (microSelectron-HDR).

En la verificación del funcionamiento del selector de canal de tratamiento se verificó que no se puede dar tratamiento si la guía de conducción no se encuentra en el canal programado, puesto que se presenta una interfaz que indica el error en la estación de control; es por ello que se puede evidenciar que se encuentra en perfecto estado el equipo.

La posición de las llaves en la consola muestra que únicamente puede ejecutarse sus funciones en permitir la liberación o salida de la fuente una vez que se coloca las llaves para modo operación en la consola del panel de control.

En los controles de contaminación ambiental por radiaciones ionizantes se determinó que el nivel de radiación presente detrás de las puertas A y B de ingreso a la sala de tratamiento, es de 0.2 mSv/h y 0.4m Sv/h respectivamente.

En la verificación del correcto funcionamiento del sistema de video vigilancia se constató que las 4 cámaras de video instaladas dentro de la sala de tratamiento se encuentren en funcionamiento y proporcionen una buena visualización a través del monitor ubicado fuera de la sala de tratamiento, lo que garantiza, un buen control de la seguridad del paciente.

Verificación del correcto funcionamiento del sistema de intercomunicación con el paciente, se constató su correcto funcionamiento, siendo útil para en caso de emergencia o de dar alguna instrucción a través del mismo pueda este ser receptada con claridad evitando una exposición innecesaria o inapropiada tanto al operador como al paciente.

En la determinación del factor de decaimiento de la fuente, se comprobó que el factor de decaimiento de la fuente que reporta el sistema Oncentra tiene una variación de ± 0.5 .

Una vez realizadas todas las pruebas de seguridad se puede mencionar que se encuentran dentro de las tolerancias establecidas por protocolos internacionales tales como el TECDOC 1151 y el manual de Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis INCA-BRASIL mismas que han sido asumidos para el presente trabajo, dando paso a la funcionalidad del equipo en los aspectos de seguridad que garantizan el poder usar clínicamente el equipo de alta tasa de dosis.

4.1.2. Pruebas dosimétricas

Dentro de este tipo de pruebas se tiene: control de calidad del equipo, calibración de la fuente, posicionamiento de la fuente, fuga de radiación a través de las puertas de acceso a la sala de tratamiento, funcionalidad del indicador de posición de la fuente, constancia del factor de calibración del conjunto dosimétrico, determinación de la tasa de kerma en aire, determinación de la posición de lectura máxima.

Al determinar los niveles de fuga de radiación del equipo se obtuvo una diferencia de 0.1 mSv/h con respecto a la tolerancia establecida por el fabricante

En la determinación del factor de calibración del equipo dosimétrico se determinó el factor de calibración equivalente a 1.

Al determinar el nivel de fuga de radiación por medio de la lectura de la cámara de ionización de tipo pozo del **fabricante** PTWFREIBURG- **modelo** SDS- **serie:** 000534, se tuvo una fuga de radiación de 0.1 nC en un intervalo de tiempo de 10min.

Al hablar de la prueba de repetibilidad se determinó 10 lecturas de fuga de radiación (165.3, 165.9, 165.9, 166.0, 165.4, 166.1, 165.3, 166.1, 165.9, 165.6) nC en un intervalo de tiempo de 60 min, con la finalidad de hallar un valor promedio con respecto a la fuga de radiación que equivale a 165.24 nC y una desviación estándar de 0.31, propia de este proceso con respecto a cada una de los datos adquiridos. Además se determinó el factor de corrección para presión y temperatura que equivale 1.408 bajo condiciones ambientales normales con una temperatura de 23° C y presión de 727 mbar.

La plantilla de control de calidad de braquiterapia se la utilizó para determinar varios factores entre ellos se puede mencionar:

Datos dosimétricos- Especificación de la fuente

Se trabajó con una fuente de ^{192}Ir con geometría lineal y con fecha de ingreso de la fuente a la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín fue el 9 de noviembre del 2016.

Datos del certificado de la fuente

Dentro de estos datos se tiene a consideración la fecha de calibración de la fuente emitida por el fabricante, en el que se establece los valores de la tasa de kerma en aire de 4.411 cGy h^{-1} a 1 m y una actividad aparente de 10.84 Ci

Se calculó el decaimiento de la fuente a consideración del decaimiento de la fuente para la fecha actual obteniendo una tasa de kerma en aire de $3.8263 \text{ cGy h}^{-1}$ a 1m y una actividad actual de 9.40 Ci en un tiempo transcurrido de 15 días. (ver **Anexo I**)

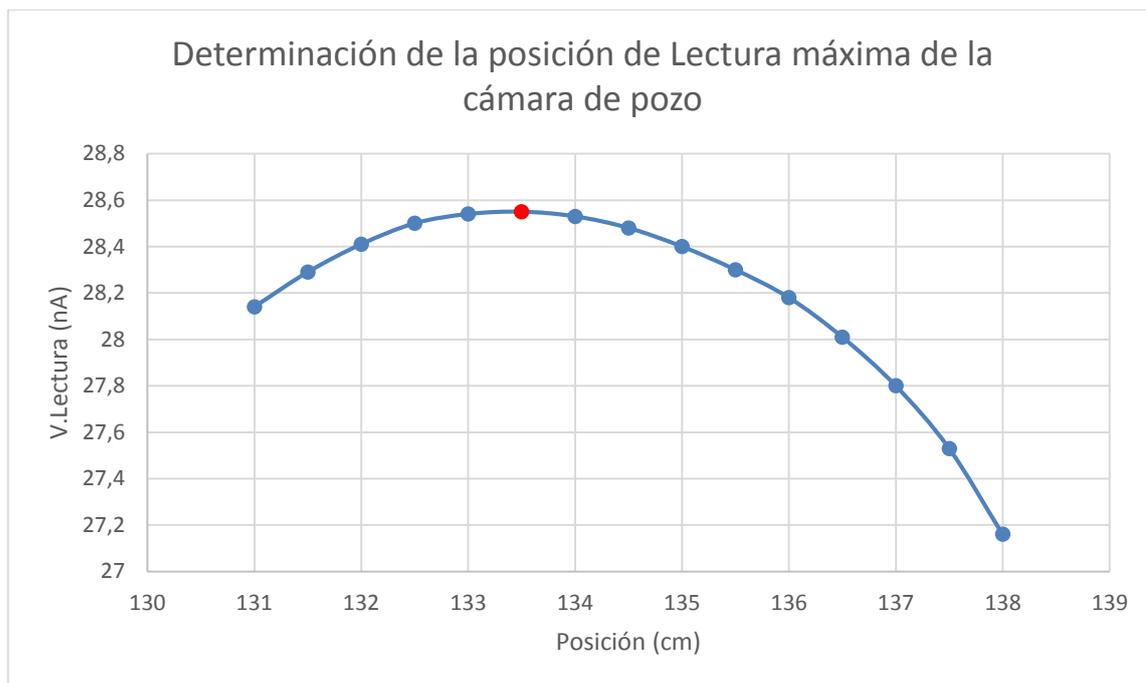
Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara de pozo

Se obtuvo un punto específico dentro de la cavidad de la cámara de ionización en donde existe mayor intensidad, con tamaños de paso de 0.5 cm y una posición desde 131 cm hasta 138 cm adquiriendo un valor para la posición de referencia de 133.5 cm. (ver **Anexo I**)

Calibración de la fuente de Ir^{192} para braquiterapia de alta tasa de dosis

Una vez determinada la posición de lectura máxima de 133.5 cm en un tiempo nominal de 10 s. Se adquirió las 10 lecturas de radiación dentro de la cámara de pozo para un voltaje de +300V con una lectura promedio de 28.54 nA y +150V con una lectura de 28.45 nA. Las condiciones ambientales promedio medidas son una presión de 726.75 mbar y una temperatura de 23°C .

Al determinar la tasa de referencia de Kerma en Aire se obtuvo un valor de $3.9537 \text{ Gy m}^2\text{h}^{-1}$ en donde se tiene una variabilidad del 3% con respecto a los factores de calibración del conjunto dosimétrico (electrómetro y cámara de pozo), que según protocolos internacionales se constata que se encuentra en condiciones aceptables de estabilidad dentro del proceso. (ver **Anexo I**)



Posición de referencia:	133.5	cm
--------------------------------	-------	-----------

Gráfico 7-4 Posición de lectura máxima.

Fuente: Pino C, 2016

En el gráfico 7-4 se puede observar la determinación de lectura máxima a una posición de 133.5cm característica de la cámara de pozo modelo PTW FREIBURG propia del Servicio de Braquiterapia del Hospital Carlos Andrade Marín.

Una vez que se realizaron cada una de las pruebas necesarias para el control de calidad del equipo de carga diferida con fuente de ¹⁹²Ir se obtuvo el resultado deseado de poner en marcha el equipo de carga diferida a control remoto para la cual se realizó una planificación dosimétrica simulando el tratamiento a una paciente con cáncer ginecológico con optimización de la dosis hacia la zona tumoral a tratar y reduciendo la irradiación hacia los órganos de riesgo.

4.1.3. Pruebas Mecánicas

Cada una de estas pruebas demuestra que el sistema mecánico del equipo se encuentra en óptimas condiciones para el debido funcionamiento.

En la verificación de la integridad de las guías de conducción de la fuente se constató tanto de forma visual como manual que las guías de conducción se encuentran en buen estado.

Al hablar de la verificación de la integridad de las dummies, esta prueba determinó que las dummies se encuentran en buen estado.

En la verificación de la integridad de los aplicadores se constató que se encuentran en buen estado, pudiendo emplearse en los tratamientos.

La funcionalidad del indicador de la posición de la fuente permitió verificar que la posición de la fuente es la correcta en relación a la programada por el operador y presenta una variabilidad de $\pm 1\text{mm}$, para las posiciones de (130, 140 y 150) cm y un tiempo de 5 s.

La verificación de la posición de la fuente, se realizó por medio de las películas radiográficas al irradiar a distancias de (150, 145, 140, 135, 130) cm y con tiempos de (10, 5, 4, 3, 2) s respectivamente, obteniendo un rango de variabilidad de $\pm 1\text{mm}$.

Se realizó la creación de una plantilla para el cálculo de dosis biológica en 2D; para el informe final del tratamiento de pacientes con cáncer ginecológico (ver **Anexo K**), la cual consiste en el resumen final de cada una de las dosis que recibe el paciente en los tratamientos de Braquiterapia, dependiendo de las fracciones aplicadas y el número de implante al que corresponda la planificación realizada. En sí esta plantilla es creada para la transformación de la dosis impartida en Braquiterapia al equivalente de Radioterapia externa con la finalidad de constatar que las dosis hacia los órganos de riesgo no excedan los valores recomendados por normas internacionales.

La creación de la plantilla para el cálculo de dosis biológica equivalente (BED) en 3D (ver **Anexo L**), se la desarrollo para conocer cada una de las dosis en los puntos de cálculo y órganos de riesgo HR-CTV, IR-CTV y volúmenes en (0.1, 1 y 2) cm^3 .

CONCLUSIONES

Por medio de los manuales de usuario del equipo microSelectron-HDR que utiliza una fuente de ^{192}Ir se pudo conocer las características técnicas (hardware y software) para el manejo y funcionalidad del equipo de Braquiterapia microSelectron de alta tasa de dosis (HDR) en tratamientos de pacientes con cáncer ginecológico.

El error obtenido una vez calibrada la fuente de ^{192}Ir por medio de la cámara de pozo fue del 3% aplicando una plantilla de control de calidad del protocolo de braquiterapia de alta tasa de dosis del Instituto Nacional del Cáncer-Brasil, basado en tratamiento estadístico de los datos obtenidos aplicando los respectivos factores de corrección del equipo dosimétrico. Se verifica que se encuentra dentro de los parámetros establecidos aplicando los criterios planteados en el protocolo TECDOC-1151 de la OIEA en el que se indica que una fuente se encuentra bien calibrada cuando no excede el 3% del error.

Dentro del control de calidad de la fuente de ^{192}Ir , se constató la funcionalidad del equipo de carga diferida a control remoto aplicando las pruebas de control planificadas, obteniendo que se encuentran dentro de las tolerancias establecidas dentro del presente trabajo de titulación, estas arrojan resultados que se basan en protocolos internacionales. El indicador de posición de la fuente determinó que existe una variabilidad de $\pm 1\text{mm}$ con respecto al posicionamiento de la fuente con filme radiográfico y en el tiempo de permanencia de la fuente una variabilidad de ± 0.5 s con respecto a las cartas de control creadas para indicar la estabilidad del proceso y su capacidad potencial.

Para la implementación del protocolo de control de calidad se aplicó cartas de control individual para un análisis previo de las pruebas desarrolladas. Estas cartas fueron construidas utilizando la hoja de tratamiento estadístico de datos Microsoft Excel y el software estadístico Minitab, de cuyos resultados se pudo obtener el índice de calidad del proceso; además se creó hojas de control de calidad diario y para cada cambio de fuente, para que el personal de Física Médica que trabajan dentro del servicio de braquiterapia del HCAM lleven un registro adecuado de los controles realizados al equipo microselectron-HDR para la fuente de ^{192}Ir .

Una vez implementadas y desarrolladas las pruebas mecánicas, de seguridad y dosimétricas se ha logrado poner en funcionamiento el equipo microSelectron-HDR por medio de la utilización del sistema de planificación Oncentra de la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín, por lo que el equipo se encuentra en condiciones óptimas para su funcionamiento y uso clínico en pacientes con cáncer ginecológico.

RECOMENDACIONES

Al realizar la prueba de seguridad para la verificación del tiempo de permanencia de la fuente se utilizó un cronómetro de mayor precisión, ya que al utilizar un cronómetro inadecuado se presenta variabilidad en los resultados, pues la prueba puede ser desarrollada por diferente personal y con equipos diferentes.

Sería factible generar un protocolo para tomar las mediciones del tiempo de permanencia de la fuente debido a que los controles diarios, una vez puesto en marcha el equipo, puede ser realizado por diferente personal de la Unidad de Radioterapia. Para este protocolo se debe tener en cuenta que: el instrumento de medición debe ser lo más confiable posible, la persona que vaya a realizar la adquisición de datos deberá conocer cómo hacerlo el instrumento de medición utilizado debe ser el mismo para todo el personal pertinente al momento de realizar las mediciones.

Se debería realizar varias mediciones en las pruebas de posicionamiento y tiempo de permanencia de la fuente, para que con los valores obtenidos se pueda dar un tratamiento estadístico de dichos datos junto con una carta de control para variables. Esto se lo realizaría debido a que el control lo pueden realizar varios físicos y no solo una persona específica como en el caso del presente trabajo, esto permitiría garantizar mayor exactitud y estabilidad en el proceso sin generar alteración alguna por los equipos y los datos adquiridos por el personal.

BIBLIOGRAFÍA

ANDRÁSSY, Michael, NIATSETSKY, Yury & PÉREZ, José. Co-60 frente a Ir-192 en braquiterapia de alta tasa de dosis: comparación científica y técnica: Revista Journal of Medical Physics[en línea], 2012.

[Consulta 15 de diciembre 2016]. Disponible en:

<http://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/viewFile/8/7>

ANDREO, P.,MORALES, J. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad. [en línea], Viena, 2000.

[Consulta 17 de diciembre 2016]. Disponible en:

http://www1.inca.gov.br/pqrt/download/TECDOC_1151_%20Aspectos_fisicos_de_la_garantia_de_calidad_en_radioterapia_protocolo_de_control_de_calidad.pdf

España. Consejo de seguridad nuclear (CSN). Equipamiento utilizado en Braquiterapia. [En línea], España, 2010.pp 1-11.

[Consulta 17 de diciembre 2016]. Disponible en:

http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/1017663277_25102010161213.pdf

CAMPOS DE ARAUJO, Anna Maria, et al.*Braquiterapia de alta tasa de dosis para físicos: fundamentos, calibración y control de calidad.* Brasil: Esdeva, 2009, pp 14-120.

CÁRDENAS R., Augusto &BERNUI, M.Giselle. Calculo de la dosis alrededor de una fuente de Ir-192 de Braquiterapia Alta Tasa de Dosis.[documento pdf], Lima-Perú : *Revista de Investigación de Física*, vol.8, nº2, 2006, pp. 1-6.

[Consulta 21 de diciembre 2016]. Disponible en:

<file:///C:/Users/SYSTEMarket%20KRON/Downloads/8556-29640-1-PB.pdf>

CARRILLO Elizabeth & LÓPEZ William. Análisis, rediseño de la red lan y dimensionamiento de una central telefónica de void basado en software libre(asterisk) para el hospital carlos andrade marin de la ciudad de quito. [en línea] (Tesis) (Pregrado). Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2011, p. 20.

[Consulta 3 de enero 2017]. Disponible en:

<http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/3909/1/CD-3450.pdf>

CASTELLANOS VELASCO, Luis Angel. Medición e Instrumentación. Barómetro, [en línea], México, 2015, pp. 1-4.

[Consulta 3 de enero 2017]. Disponible en:

<https://www.overleaf.com/articles/barometro/jbfzcgkbpkrh/viewer.pdf>

CATÚ SAJCABÚN, Marcos Calixto. Implementación de un programa de garantía de calidad a un sistema de planificación de tratamiento computarizado utilizado en braquiterapia. Guatemala: McGraw-Hill, 2012. pp 6-12

ELEKTA(Nucletron). *MicroSelectron Digital 106.990 User Manual.* España: Copyright, 2014, pp. 20-22.

ELEKTA(Nucletron). *microSelectron Digital Reference Manual.* España: Copyright, 2014, pp 15-27.

GARCÉS, Javier. Comisionamiento y puesta en marcha del acelerador lineal digital de alta energía elekta synergy para rayos x en el departamento de radioterapia del hospital carlos andrade marín. [en línea], (Tesis) (Pregrado). Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Quito, 2014, pp. 37-39.

[Consulta 18 de noviembre 2016]. Disponible en:

<http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/3431/1/86T00016.pdf>

GERBAULET, A & MEERTENS, H. *General Aspects. The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. [documento pdf], Belgium, 2002. pp. 1-16.

GÓMEZ, Cristian. Determinación de la distribución de dosis en tratamientos de cáncer de mama con fuentes de Iridio-192 HDR, [en línea], Medellín, 2010, pp. 15-16.

[Consulta 12 de enero 2017]. Disponible en:

<http://www.bdigital.unal.edu.co/3264/1/71315140.2010.pdf>

GUTIÉRREZ PULIDO, Humberto & DE LA VARA SALAZAR, Román. *Control Estadístico de Calidad y Seis Sigma (2 ed.)*. México : Mc Graw Hill, 2009. pp. 182-210.

Ecuador. HCAM. Hospital Carlos Andrade Marín: *Estadísticas*. Unidad de Radioterapia. [Estadísticas 1 TAC] Quito, 2016.

Brasil. Instituto Nacional de cáncer (INCA). *Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis para físicos. Fundamentos, Calibración y Control de Calidad*. Brazil - Rio de Janeiro : CEDC, 2009, pp. 65-67.

KHAN, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*, 4 ed.. Minnesota : Copyright, 2010. pp. 1-891

KHAN, Faiz. *The physics of Radiation Therapy*, 2 ed. Minnesota : Copyright, 2003, pp. 355-450

MARÉCHAL, María Helena, et al. Recomendaciones para la Calibración de Fuentes de ¹⁹²Ir de Alta tasa de dosis Usadas en Braquiterapia . Rio de Janeiro, 2003, pp. 3-8.

[Consulta 7 de enero 2017]. Disponible en:

http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/32/062/32062294.pdf

Brasil. Ministerio de la Salud. Instituto Nacional de Cáncer (INCA). *Braquiterapia de alta tasa de dosis para físicos: fundamentos, calibración y control de calidad.* Rio de Janeiro : Coordinación de Educación y Divulgación Científica (CEDC), 2009.pp 66-95

R.Pötter. Image-guided brachytherapy sets benchmarks in advanced radiotherapy. [En línea] 2009. [Consulta 17 de octubre 2016]. Disponible en:

<https://www.brachyacademy.com/wp-content/uploads/2014/05/888.00164ES-MKT01-White-Paper-General.pdf>.

REINA BEDÓN, Edison Raúl & VILLEGAS MORALES, Edwin Alejandro. *Elaboración de un programa de mantenimiento preventivo para el centro de energía del hospital carlos andrade marin,* [en línea],(Tesis) (Pregrado) Escuela Politécnica Nacional,Quito., 2009, pp. 20-21.

[Consulta 12 de enero 2017].Disponible en:

<http://bibdigital.epn.edu.ec/bitstream/15000/1798/1/CD-2400.pdf>

Ecuador. Sociedad de Lucha Contra el Cáncer/ Registro Nacional de Tumores (SOLCA). P Cueva y J . Yépez. *Epidemiología del Cáncer en Quito 2006-2010.* 15 ed. Quito, 2014, pp. 120-133.

ANEXOS

Anexo A. Tabla Función de Dosis Radial

Table 15.7 The Radial Dose Function, $g(r)$				
Distance along Transverse Axis (cm)	Radial Dose Function, $g(r)$			
	$103\mu\text{g}^{\text{a}}$	$126\text{I Model 6711}^{\text{a}}$	$125\text{I Model 6702}^{\text{a}}$	192Ir^{a}
0.5	1.29	1.04	1.04	0.994
1.0	1.00	1.00	1.00	1.00
1.5	0.765	0.926	0.934	1.01
2.0	0.576	0.832	0.851	1.01
2.5	0.425	0.731	0.760	1.01
3.0	0.310	0.632	0.670	1.02
3.5	0.224	0.541	0.586	1.01
4.0	0.165	0.463	0.511	1.01
4.5	0.123	0.397	0.445	1.00
5.0	0.0893	0.344	0.389	0.996
5.5		0.300	0.341	0.985
6.0		0.264	0.301	0.972
6.5		0.233	0.266	0.957
7.0		0.204	0.235	0.942
7.5				0.927
8.0				0.913
8.5				0.900
9.0				0.891

Anexo B. Función de Anisotropía

TABLE II. Anisotropy function $F(r, \theta)$ of new microSelectron-HDR ^{192}Ir source (polar angle specified relative to the source tip).

Polar angle (degrees)	Distance from active source center					
	0.25 cm	0.50 cm	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	5.0 cm
0	0.729	0.667	0.631	0.645	0.660	0.696
1	0.730	0.662	0.631	0.645	0.661	0.701
2	0.729	0.662	0.632	0.652	0.670	0.709
3	0.730	0.663	0.640	0.662	0.679	0.718
4	0.731	0.664	0.650	0.673	0.690	0.726
5	0.733	0.671	0.661	0.684	0.700	0.735
6	0.735	0.680	0.674	0.696	0.711	0.743
7	0.734	0.691	0.687	0.708	0.723	0.753
8	0.739	0.702	0.700	0.720	0.734	0.763
10	0.756	0.727	0.727	0.745	0.758	0.782
12	0.777	0.751	0.753	0.769	0.781	0.804
14	0.802	0.775	0.778	0.791	0.802	0.822
16	0.820	0.797	0.800	0.812	0.822	0.840
20	0.856	0.836	0.839	0.846	0.854	0.872
24	0.885	0.868	0.869	0.874	0.877	0.888
30	0.920	0.904	0.902	0.907	0.906	0.911
36	0.938	0.930	0.929	0.931	0.934	0.933
42	0.957	0.949	0.949	0.955	0.956	0.954
48	0.967	0.963	0.965	0.965	0.969	0.965
58	0.982	0.982	0.982	0.982	0.983	0.978
73	0.994	0.997	0.997	0.998	0.996	0.985
88	0.997	1.001	1.000	1.000	1.000	1.001

88	0.997	1.001	1.000	1.000	1.000	1.001
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
103	0.995	0.995	1.001	0.999	1.000	0.995
118	0.987	0.987	0.987	0.989	0.989	0.983
128	0.974	0.972	0.976	0.976	0.980	0.979
133	0.969	0.961	0.966	0.965	0.973	0.973
138	0.957	0.949	0.952	0.952	0.959	0.960
143	0.942	0.933	0.935	0.935	0.944	0.941
148	0.924	0.912	0.914	0.915	0.924	0.926
153	0.899	0.886	0.887	0.889	0.899	0.905
158	0.873	0.850	0.850	0.856	0.863	0.870
165	0.806	0.779	0.778	0.791	0.801	0.816
169		0.725	0.723	0.741	0.754	0.785
170		0.710	0.707	0.727	0.742	0.774
172		0.678	0.675	0.697	0.714	0.748
173		0.662	0.657	0.682	0.700	0.733
174		0.642	0.640	0.667	0.686	0.720
175		0.623	0.624	0.652	0.672	0.707
176		0.605	0.608	0.637	0.658	0.695
177		0.606	0.594	0.624	0.645	0.686
178		0.608	0.586	0.612	0.634	0.675
179		0.609	0.585	0.604	0.624	0.665
180		0.609	0.585	0.603	0.622	0.662

Certificate For sealed Sources

G2-00025V

Serial Number of Afterloader:

Customer Name and Address: HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
 INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD
 SOCIAL AYACUCHO Y 18 DE SEPTIEMBRE
 QUITO
 ECUADOR

Issue Date: 2016-10-26 ⁽¹⁾

Model Designation:	REF	105.002
Serial Number:	SN	D36G3137
Production Code:	LOT	27440/01 (DRN 07736)

Manufacturer Code: NLF 01 ⁽⁷⁾

Serial Number of Transport Container: 545C6
 Serial Number of Check Cable: Not applicable
 Certificate Number: NaxZX P6NLL 8mjLH *5RDF 73

SOURCE SPECIFICATIONS

Reference Air Kerma Rate: 44.11 mGy h⁻¹ +/- 5% at 1 m ⁽²⁾
 Measured at: 2016-10-25 15:30 CET ⁽¹⁾
 Estimated Content Activity: 401.0 GBq (10.83 Ci) at date of measurement (3,4)

Source Type: MICROSELECTRON V2
 Capsule Dimensions: 0.9 mm diameter, 4.5 mm length
 Source Pellet Dimensions: 0.6 mm diameter, 3.5 mm length
 Source Pellet Form: solid iridium
 Radionuclide: ¹⁹²Ir, gamma radiation source
 Encapsulation: single
 Capsule Material: stainless steel, AISI 316L
 ISO 2919 Classification: ISO/99/C63211
 Special Form Certificate Number: D/0070/S-96(REV.5)
 Recommended Working Life: 25 000 transits or 6 months whichever comes first

QUALITY CONTROL

Cable Visual Inspection: passed
 Source Visual Inspection: passed
 Laser Weld Visual Check: passed
 Source Capsule Integrity (15N pull test): passed
 Leakage Test: passed ⁽⁵⁾
 Surface Contamination Test: < 185 Bq (5nCi) ⁽⁶⁾

Measured at: 2016-10-25 ⁽¹⁾
 Measured at: 2016-10-25 ⁽¹⁾

The undersigned, authorized officer of Mallinckrodt Medical B.V., certifies that this source complies with the requirements of ISO2919 and that all of the information given in this certificate is true and correct at date of issue.

AUTHORIZED QUALITY CONTROL *Dieter*

(1) Date format yyyy-mm-dd.
 (2) At Confidence level of 99.7%. Air Kerma rate at 1 m from the centre of the source in a radial direction, i.e. perpendicular to the symmetrical axis of the source.
 (3) The estimated content activity is determined by applying a conversion factor (0.110 mGy m² h⁻¹ GBq⁻¹) to the measured gamma radiation output of the sealed source determined with a calibrated instrument.
 The instrument is calibrated against the standard of the Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany.
 (4) The estimated content activity is the activity for the specified radionuclide, other radionuclides are not detectable.
 (5) Leakage test method according to ISO9978 method Liquid nitrogen bubble test (6.2.4).
 (6) Surface contamination test in accordance to ISO9978 method Wet Wipe Test (5.3.1).
 (7) European manufacturer's code in accordance with European council directive 2003/122/EURATOM.

Anexo D. Hoja de especificaciones del sistema de carga diferida microSelectron-HDR.

 Nucletron	System overview		Machine type	microSelectron-HDR
			Serial number	10604
			Treatment room name	

	Source	
Nuclide	Ir-192	
Half life	73.83	
Serial number	D36G3137	
Exchange date time	11-09-2016 11:36:00 AM	
Number of runs	0	
Number of obstructions	0	

Source strength	mGy·m ² ·h ⁻¹	Ci	Date
At calibration	44.110	10.806	10-25-2016 8:30:00 AM
Current	38.269	9.375	11-09-2016 11:38:00 AM

Calibrated by _____ service

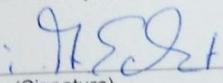
	Check cable	
Serial number	9588	
Exchange date time	11-07-2012 10:40:00 AM	
Number of runs	430	
Number of obstructions	4	

	Treatment unit	
Machine type	microSelectron-HDR	
Serial number	10604	
Treatment room name		
Total number of source cable runs	993	
Total number of source cable obstructions	10	
Total number of check cable runs	434	
Total number of check cable obstructions	4	

	Software versions	
Treatment control station	3.1.3.800	
Treatment control panel	3.11	
Treatment unit	3.11	
Remote control unit	-	
Nurse station display	-	

Hospital name:	Date: 11-09-2016	Time: 11:38:00 AM	Page 1 of 1
----------------	------------------	-------------------	-------------

Anexo E. Certificado de calibración de la cámara de ionización de tipo pozo

TEST CERTIFICATE		
No. 1004766 (on a comparison measurement)		
PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de		
Calibration Object		
Radiation Detector		
Detector	077.092-00534	
Detector Type	Ionization Chamber	
Manufacturer	PTW-Freiburg	
Customer	Nucletron Operations B.V. PO box 930 NL-3900 AX Veenendaal	Order No. : AU1005934 Order Date : 2010-12-06
Calibration Results		
Calibration Factor for Isotope	¹⁹² Ir	
Afterloader Type	Nucletron microSelectron	
PTW-Adapter	T33002.1.009	
Apparent Activity	$N_{AA} = 8.930 \cdot 10^{18} \text{ Bq A}^{-1}$ or $N_{AA} = 2.414 \cdot 10^8 \text{ Ci A}^{-1}$	
Air Kerma Strength	$N_{AKS} = 9.824 \cdot 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$	
"Exposure Strength"	$N_{ES} = 1.121 \cdot 10^8 \text{ R m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$	
Reference Conditions	Temperature: 295.2 K (22°C) Air Pressure: 1013.2 hPa Relative Humidity: 50% Chamber Voltage/Polarity: + 300 V	
Uncertainty of comparison measurement	3 %	
Calibration Date	2010-12-08	
Recalibration Interval	2 years (recommended)	
Freiburg, 2010-12-09		PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pöchlau GmbH  (Signature)
Page 1 / 2		

Measurement Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	[291.2 ... 297.2] K / [18 ... 22] °C
	Air Pressure Range:	[950 ... 1050] hPa
	Rel. Humidity Range:	[40 ... 60] %
Irradiation Conditions	Isotope:	^{192}Ir
	Source Activity:	approx. 5 Ci or 185 GBq
	Comparison Reference:	TW33004-00237
Detector Arrangement	Reference point position at approx. 61 mm depth measured from bottom of chamber well. (For further information see manual and data sheet of detector.)	
Leakage	Negligible during calibration	

Remarks

1. 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 instability of the object under calibration is not included.
2. The comparison measurement is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig and to the National Institute of Standards and Technology, USA (NIST). This test 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 test 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.
3. The reference calibration factor is the one for *Air Kerma Strength*.
4. The ^{192}Ir conversion coefficient used between the *Air Kerma Strength* calibration factor and the *Apparent Activity* calibration factor is $90.9 \text{ cGy}^{-1} \text{ h m}^{-2} \text{ GBq}$. All ^{192}Ir decay calculations are based on a half life time of 73.83 days.
5. The chamber is vented to atmospheric communication. Air density correction is necessary.

Anexo F. Hoja de control de la Prueba de Fuga y Repetibilidad

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL – IESS



HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
UNIDAD DE RADIOTERAPIA

Físico responsable:

Fecha:

Equipo: microSelectron - HDR

Fuente Radiactiva: Iridio - 192

PRUEBAS DE FUGA Y REPETITIVIDAD

Electrómetro

Fabricante: _____ Modelo: _____ Serie _____

Cámara de ionización de tipo pozo

Fabricante: _____ Modelo: _____ Serie: _____

DFS: 100cm, CAMPO: 15X15cm, TENSIÓN= +300V

Fuga

L1= _____ nC, L2= _____ nC

Intervalo de Tiempo= _____ min

Fuga= _____ nC

Repetitividad

Tiempo: _____ min

Lecturas: _____

Lectura Promedio (LP): _____ nC

Desvio Estándar (SD): _____

Factor de corrección para presión y temperatura [$\Phi(P,T)$]

T= _____ °C

P= _____ mbar

$\Phi(P,T) = (1013,25/P) \times ((273,15+T)/293,15)$

$\Phi(P,T) =$ _____

Corrección por el decaimiento de la fuente para la fecha de referencia

Media-Vida ($T_{1/2}$) del Ir-192= 74,02 días

Fecha de referencia: _____

Nº de días transcurridos(d): _____

Lectura de referencia (Lref): _____ nC

Tasa de dosis para la fecha de referencia: _____ cGy/min

Lectura promedio corregida (LMC) para $\Phi(P,T)$

$L_{MC} = L_P \times \Phi(P,T) \times \exp[\ln 2 \times d / T_{1/2}]$

Lectura promedio corregida: _____ nC

$\Delta\% = (L_{MC} \times L_{REF}) / L_{REF} \times 100$

Desvio en la relación a la referencia: _____ %

Observaciones:

Realizado por:

Verificado por:

PRUEBAS DE FUGA Y REPETITIVIDAD

FECHA 26/09/16

ELECTRÓMETRO

FABRICANTE Nucletron MODELO: 517 SERIE: B110211

CÁMARA DE IONIZACIÓN

FABRICANTE: PTW Freiburg MODELO: SD5 SERIE: 000534

DFS = 100cm, CAMPO: 15cm X 15cm, TENSIÓN = +300V

FUGA

L1 = 165,3 nC, L2 = 166,2 nC

INTERVALO DE TIEMPO = 10 minutos

FUGA = 0,1 nC

REPETITIVIDAD

TIEMPO: 60 minutos

LECTURAS: 165,3 ; 165,9 ; 165,9 ; 166,0 ; 165,4 ; 166,1 ;
165,3 ; 166,1 ; 165,9 ; 165,6

LECTURA PROMEDIO (L_w): 165,74 nC

DESVIO ESTÁNDAR (SD): 0,31

FACTOR DE CORRECCIÓN PARA PRESIÓN Y TEMPERATURA: $\Phi(P,T)$

T = 23 °C

P = 727 mbar

$\Phi(P,T) = (1013,25/P) \times ((273,15+T) / 293,15)$

$\Phi(P,T) = 1,408$

LECTURA PROMEDIO CORREGIDA (L_{MC}) PARA $\Phi(P,T)$

$$L_{MC} = L_M \times \Phi(P,T)$$

LECTURA PROMEDIO CORREGIDA: 233,36 nC

$$\Delta\% = \frac{|L_{MC} - L_{REF}|}{L_{REF}} \times 100$$

$$L_{REF} = \underline{\underline{235,65 \text{ nC}}}$$

DESVIO EN RELACIÓN A LA REFERENCIA: 0,97 %

OBSERVACIONES: Para la lectura de referencia se usó el valor encontrado el día 30 de Sep.

REALIZADO POR: William Díaz D

VERIFICADO POR: Paúl Melo E



Anexo G. Hoja para el control de la calibración de la fuente de ^{192}Ir .



INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL – IESS
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
 UNIDAD DE RADIOTERAPIA

Físico responsable: _____

Fecha: _____

Equipo: microSelectron - HDR

Fuente Radiactiva: Iridio -192

Calibración de una fuente de Iridio-192

Determinación de la tasa de referencia de Kerma en aire

Prueba de corriente de fuga

L1= _____ nC

L2= _____ nC

Δt = _____ min

Corriente de fuga= _____ nC/min

Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara de pozo a pasos de 1cm

Lmáx= _____

Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara de pozo a pasos de 0.5cm

Lmáx= _____

Determinación de la tasa de kerma en aire

N_{KR} = _____

K_{ele} = _____

Lmáx, t = 10s, V =+300V y +150V

Lecturas de la Cámara de pozo (nA)						Promedio (nA)
M1 (V1 = +300V)						
M2 (V2 = +150V)						

Valores de presión y temperatura de la sala durante la irradiación:

Presión (mbar)= _____ / _____ / _____ P_m (mbar)= _____

Temperatura (°C)= _____ / _____ / _____ T_m (°C)= _____

Cálculo de los factores de Fluencia K_{TP} y K_s :

$$K_{TP} = \frac{273,15 + T}{293,15} * \frac{1013,25}{P}$$

K_{TP} = _____

$$K_s = (A_{ion})^{-1} = \left[\frac{4}{L_3} - \left(\frac{M1}{3M2} \right) \right]^{-1}$$

A_{ion} = _____

K_s = _____

Cálculo Tasa de Referencia de kerma en aire:

$$\dot{K}_R = M_1 \times 10^{-9} \times N_{KR} \times 10^2 \times K_{ele} \times K_{TP} \times K_s$$

\dot{K}_R = _____ cGy m^2h^{-1}

Observaciones:

Realizado por: _____

Verificado por: _____

Anexo H. Hoja para el control de calidad diario del equipo microSelectron-HDR

INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL – IESS
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
 UNIDAD DE RADIOTERAPIA

Físico responsable:

Equipo: microSelectron - HDR **Fuente Radiactiva:** Iridio -192

Hoja para el Control de calidad diario del equipo de carga diferida a control remoto (microSelectron – HDR)

Prueba	Lunes	Martes	Miércoles	Jueves	Viernes
Indicador de salida de la fuente					
Consola			✓		
Equipo			✓		
Puerta			✓		
Monitor Estacionario de Radiación			✓		
Interruptores de emergencia					
Puerta			✓		
Consola			✓		
Temporizador (reproducibile)			✓		
Obstrucción de la fuente			✓		
Aplicadores					
Integridad Física			✓		
Posición de las llaves en la consola			✓		
Protección radiológica			✓		
Monitor portátil de radiaciones (a 1m)			✓		
Indicador de posición de la fuente			✓		
Visualización del paciente (TV)			✓		
Intercomunicador con paciente			✓		

Decay Factor: 0.1438

Posicionamiento de la fuente (con filme radiográfico) (realizar cada semana)
Tolerancia: 1mm), diferencia: mm

Físico responsable: *Levo Y*

Observaciones:

Anexo I. Hoja para el control de calidad para cada cambio de fuente del equipo microSelectron-HDR



INSTITUTO ECUATORIANO DE SEGURIDAD SOCIAL – IESS
HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN
 UNIDAD DE RADIOTERAPIA

Físico responsable:

Equipo: microSelectron - HDR **Fuente Radiactiva:** Iridio -192

Hoja para el Control de calidad de cambio de fuente del equipo de carga remota automática (microSelectron – HDR)

Prueba	Lunes	Martes	Miércoles	Jueves	Viernes
Indicador de salida de la fuente					
Consola			✓		
Equipo			✓		
Puerta			✓		
Monitor Estacionario de Radiación			✓		
Interruptores de emergencia					
Puerta			✓		
Consola			✓		
Sistema de retorno de fuente					
Retorno manual			✓		
Baterías respaldo			✓		
Temporizador (reproducibile)			✓		
Guías de conducción de la fuente					
Integridad			✓		
Conectores Físicos			✓		
Obstrucción de la fuente			✓		
Dummies					
Integridad Física			✓		
Aplicadores					
Integridad Física			✓		
Cambio del canal de tratamiento			✓		
Posición de las llaves en la consola			✓		
Protección radiológica			✓		
Monitor portátil de radiaciones (a 1m)			✓		
Fuga de radiación del equipo			✓		
Indicador de posición de la fuente			✓		
Visualización del paciente (TV)			✓		
Intercomunicador con paciente			✓		

Decay Factor: 0.1418

Posicionamiento de la fuente (con filme radiográfico) (realizar cada semana)
Tolerancia: 1mm, **diferencia:** mm

Físico responsable: *[Firma]*

Observaciones:

Anexo J. Plantilla para dosimetría y control de calidad de braquiterapia-HCAM

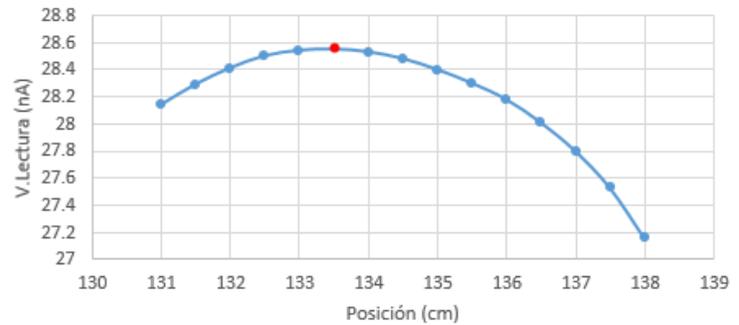
		HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN					
		UNIDAD DE RADIOTERAPIA SERVICIO DE BRAQUITERAPIA					
		Quito- Ecuador Física Médica					
PANTILLA DE CONTROL DE CALIDAD BRAQUITERAPIA							
Fecha:	09/11/2016						
Físico Responsable:	Fis. Guillermo Lema						
Equipo:	microSelectron - HDR						
Datos dosimétricos- Especificación de la fuente							
Fuente:	Iridio 192		Geometría:	Lineal			
Fecha ingreso de la fuente:	9/11/16 19:00						
Datos del Certificado de la fuente:							
Fecha:	25/10/2016 15:30		SN:	D36G3137		$T_{1/2} =$	73.83 días
Tasa de Kerma en aire K_{R0} :	4.411		cGy h ⁻¹ a 1m		Actividad aparente(Aap):	401 días	10.84 Ci
Decaimiento de la fuente para la fecha actual:							
Fecha actual:	9/11/16 19:00		Días Transcurridos:	15.15			
$K_R' = K_{R0} \cdot e^{-\ln 2 \cdot n^{\text{días}} / T_{1/2}}$		= 3.8263		cGy h ⁻¹ a 1m		$A = A_0 \cdot e^{-\ln 2 \cdot n^{\text{días}} / T_{1/2}}$	347.85 GBq
							9.40 Ci
Datos del conjunto dosimétrico:							
Electrómetro:	NUCLETRON		$k_{ele} =$	1.000			nC/ue
Cámara de pozo:	PTW FREIBURG		$N_{KR} =$	9.82E+05			Gy m ² h ⁻¹ A ⁻¹
Condiciones ambientales							
Certificado de calibración:	$T_0 =$		20		$P_0 =$		1013.25 mbar
Prueba de Repetitividad y corriente de Fuga:							
Posicionar la cámara de pozo a la distancia de referencia de 1m con respecto al piso y a las paredes Utilizar el aplicador de esófago o pulmón. El tiempo de permanencia de la fuente sera a 10 seg.							
	Tensión	L1(nC)	L2(nC)	ΔT (min)	L4(nC)	Fuga(nC)	Condición
	V = +300 V	28.54	28.55	10	2.8545	1.667E-05	OK

Determinación de la Posición de Lectura Máxima de la Cámara de Pozo

Nº de Posición	Posición (cm)	V.Lectura (nA)
15	131	28.14
14	131.5	28.29
13	132	28.41
12	132.5	28.5
11	133	28.54
10	133.5	28.55
9	134	28.53
8	134.5	28.48
7	135	28.4
6	135.5	28.3
5	136	28.18
4	136.5	28.01
3	137	27.8
2	137.5	27.53
1	138	27.16

Tamaño de paso: 0.5 cm
 Pos.Inicial: 138 cm

Determinación de la posición de Lectura máxima de la cámara de pozo



Posición de referencia: 133.5 cm

Calibración de la Fuente de Ir¹⁹² para Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis

Posición de lectura máxima de la cámara de pozo: 133.5 cm
 Tiempo nominal de parada de la fuente: 10 s

Tensión	L1	L2	L3	L4	L5	L.Promedio	SD%	
V= +300V	28.54	28.54	28.55	28.55	28.54	28.54	0.02	nA
V= +150V	28.42	28.44	28.46	28.47	28.48	28.45	0.08	nA

Datos de condiciones ambientales tomadas:

	L1	L2	Promedio
P(mbar)	726.6	726.9	726.75
T(°C)	23	23	23

Aion= 0.999

Ks= 1.001

Kp,T= 1.408

Conversión de las unidades de presión: 760 mmHg

1013.25 mbar(hPa)

Determinación de la Tasa de Referencia de Kerma en Aire:

$$K_R = L_1 \times k_{p,T} \times N_{KR} \times k_{ele} \times k_s = 3.95379347 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

Desvío(%)	Condición
3	OK

Determinación de la Actividad Aparente:

$$A = K_R / \Gamma_0 = 359.44 \text{ GBq}$$

$$9.71 \text{ Ci}$$

Desvío (%)	Condición
3	OK

Anexo K. Plantilla para cálculo de la dosis biológica equivalente(BED) en 2D

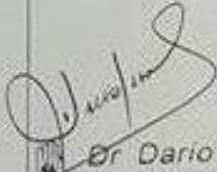
 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN UNIDAD DE RADIOTERAPIA Quito - Ecuador									
Informe final del tratamiento de Braquiterapia Física Médica									
Nombre paciente:			H.C:			Fecha: 27-10-16			
Médico responsable: Dr.Bárbara León				Físico responsable:			Fis.Guillermo Lema		
Fuente Radiactiva:		Ir - 192							
Sistema aplicador :		Ovoide	X	Tandem			Cilindro		
Técnica Dosimétrica:		2D							
Tabla Dosis BTR a RTE									
	Implante I (Gy)	Implante II (Gy)	Implante III (Gy)	Implante IV (Gy)	Dosis Total HDR (Gy)	Dosis Fracción (Gy)	OAR	α/β	DBE (Gy)
DOSIS TRATAMIENTO	7	7	7	7	28	7	3	10	39.67
DOSIS RECTO	4.99	3.61	3.27	2.3	14.17	7	3	10	28.34
DOSIS VEJIGA	6.59	3.29	2.74	3.4	16.02	7	3	10	32.04
MUCOSA 0.5	0	0	0	4	4	7	3	10	5.67
DOSIS SIGMA	1.79	1.2	1.34	1.68	6.01	7	3	10	12.02
PUNTO A DERECHO	5.02	7.8	6.87	7	26.69	7	3	10	37.81
PUNTO A IZQUIERDO	6.17	6.15	7.13	6.96	26.41	7	3	10	37.41
PROMEDIO PTO.A					26.55	7	3	10	37.61
PUNTO B DERECHO	1.5	2.62	2.36	2.21	8.69	7	3	10	12.31
PUNTO B IZQUIERDO	1.75	2.16	2.43	2.21	8.55	7	3	10	12.11
PROMEDIO PTO.B					8.62				12.21
Fis.Med. Responsable:									

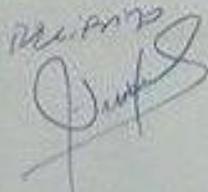
Anexo L. Plantilla para cálculo de la dosis biológica equivalente (BED) en 3D

 HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN UNIDAD DE RADIOTERAPIA Quito - Ecuador									
Informe final del tratamiento de Braquiterapia Física Médica									
Nombre paciente:			H.C:			Fecha:			
Médico responsable:			Físico responsable:						
Fuente Radiactiva: Ir - 192			Sistema aplicador: Ovoide Tandem			Cilindro			
Técnica Dosimétrica: 3D									
DOSIS BIOLÓGICA EQUIVALENTE									
PTOS. DE CÁLCULO Y ORGANOS DE RIESGO	Implante I (Gy)	Implante II (Gy)	Implante III (Gy)	Implante IV (Gy)	Dosis Total HDR (Gy)	Dosis Fracción (Gy)	α/β	OAR	DBE (Gy)
HR - CTV 100	7	7	7	7	28	7	10	3	39.67
HR - CTV 90	1.81	2.57	1.99	1.81	8.18	7	10	3	11.59
IR - CTV 90	1.24	2.05	0.64	1.24	5.17	7	10	3	7.32
VOLUMEN RECTO 0.1 cc	1.65	1.7	1.8	1.65	6.8	7	10	3	13.60
VOLUMEN RECTO 1 cc	1.85	1.95	1.95	1.85	7.6	7	10	3	15.20
VOLUMEN RECTO 2 cc	1.95	2.25	2.54	1.95	8.69	7	10	3	17.38
VOLUMEN VEJIGA 0.1 cc	2.1	2.3	2.2	2.1	8.7	7	10	3	17.40
VOLUMEN VEJIGA 1 cc	2.3	2.5	2.6	2.3	9.7	7	10	3	19.40
VOLUMEN VEJIGA 2 cc	2.5	2.65	2.95	2.5	10.6	7	10	3	21.20
VOLUMEN SIGMA 0.1 cc	5.4	5.23	5.23	5.4	21.26	7	10	3	30.12
VOLUMEN SIGMA 1 cc	5.6	5.65	5.65	5.6	22.5	7	10	3	31.88
VOLUMEN SIGMA 2 cc	6.6	6.3	6.3	6.6	25.8	7	10	3	36.55
GTV					0	7	10	3	0.00
Fis.Med. Responsable: <input style="width: 150px; height: 30px;" type="text"/>									

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 118 de 163

Anexo M. Protocolo de control diario del equipo de carga remota microSelectron-HDR

	Elaborado por:	Revisado por:	Aprobado por:
Firma:			  Dr. Dario Sarasti JEFE UNIDAD RADIOTERAPIA HOSPITAL CARLOS ANORADE MARIN
Nombre:	Catherin Pino	Guillermo Lema	William Espinoza
Cargo:	Tesista	Fisico Médico	Fisico Médico
Fecha:	2016/11/29		

29.11/2016

 DR. DARIO SARASTI
 ESPECIALIDAD RADIOTERAPIA
 HOSP CARLOS ANORADE MARIN

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión:01	Página: 119 de 163

Tabla de contenido

1. Objeto	120
2. Alcance	120
3. Referencias	120
4. Responsables	120
5. Desarrollo	120
6. Control y evaluación	142
7. Bibliografía	142

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 120 de 163

1. Objeto

Verificar la correcta funcionalidad del equipo de carga remota automática microSelectron–HDR aplicando las pruebas de control de calidad necesarias para la fuente de ^{192}Ir para braquiterapia de alta tasa de dosis.

2. Alcance

El presente protocolo aplica al control de calidad diario de la fuente de ^{192}Ir del equipo microSelectron-HDR que se encuentra en el cabezal de la Unidad de tratamiento dentro del Servicio de Braquiterapia en la Unidad de Radioterapia del Hospital Carlos Andrade Marín.

3. Referencias

Sociedad Española de Física Médica (SFEM), Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), Instituto Nacional de Cáncer (INCA).

4. Responsables

Físicos y personal técnico que participa en las planificaciones y controles de calidad de la fuente.

5. Desarrollo

Ingresar al radioquirófano y colocar la regleta sobre la camilla de tratamiento.



Figura 14.Regleta de chequeo de posición de la fuente para control de calidad.

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 121 de 163

Llevar el microSelectron o Unidad de tratamiento hacia la camilla donde se colocó la regleta, a una distancia considerable de 1m para poder conectar el aplicador de QA.



Figura 37-3.Equipo de carga diferida a control remoto (microSelectron-HDR).

Fuente: Pino C, 2016

El aplicador de Control de calidad diario debe ser conectado en la posición 1 del equipo de carga diferida microSelectron y a su vez el mismo debe ser conectado hacia la regleta, conectando debidamente los equipos e instrumentos.



Figura 38-3.Posicion del aplicador desde el equipo de alta tasa de dosis hacia la regleta.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 122 de 163

Se debe tener en cuenta que una vez conectado el aplicador se debe poner el seguro en el indexador de las posiciones para permitir la salida de la fuente del contenedor.



Figura 39-3.Colocación del seguro del indexador.

Fuente: Pino C, 2016

En la regleta se coloca el señalizador de la fuente a la posición inicial por medio de la aguja de reposicionamiento.



Figura 40-3.Reposicionamiento del simulador de fuente.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 123 de 163

Cerrar las puertas A y B de radioquirófano para realizar el control diario de la fuente.



Figura 41-3.Comprobación del cierre de la puerta A.



Figura 42-3.Comprobación del cierre de la puerta B.

Fuente: Pino C, 2016

En el monitor del panel de control de tratamiento se selecciona el icono Oncentra TCS

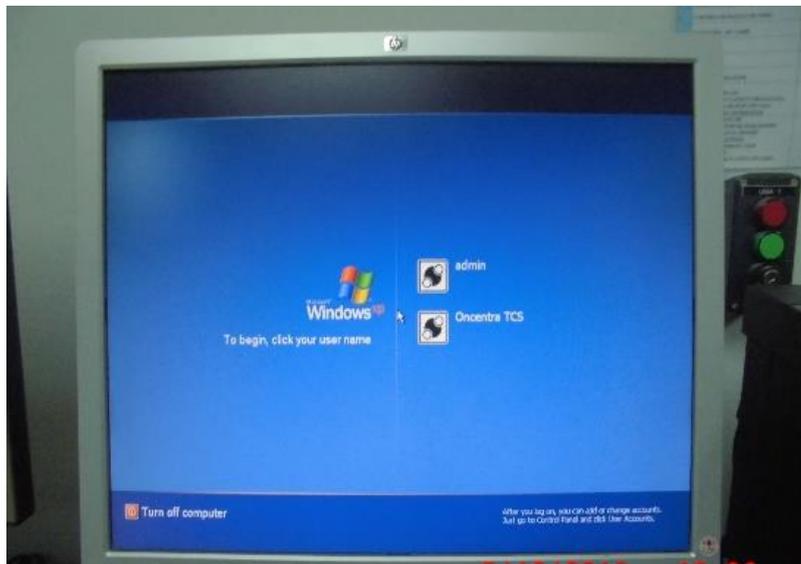


Figura 43-3.Pantalla de inicio de la estación de control de tratamiento Oncentra.

Fuente: Pino C, 2016

Ingresar al sistema de Control de Tratamiento Oncentra

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 124 de 163

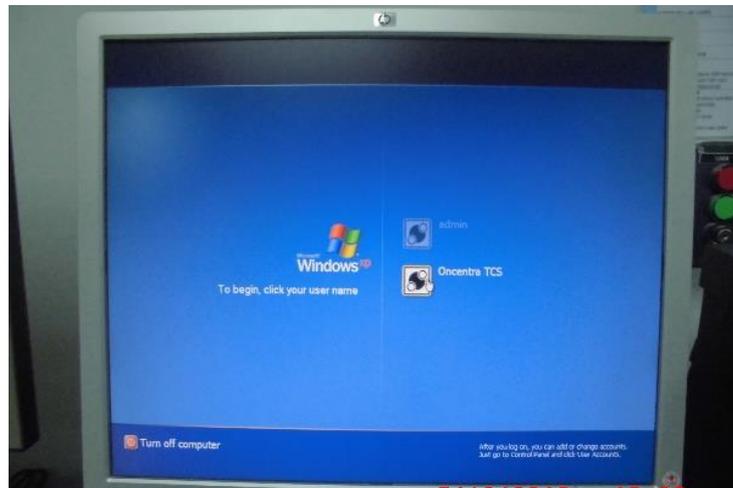


Figura 44-3.Pantalla de inicio con el ingreso al Oncentra TCS.

Fuente: Pino C, 2016

En la ventana **Self Test** seleccionar **YES** para la verificación de cada uno de los componentes del sistema.

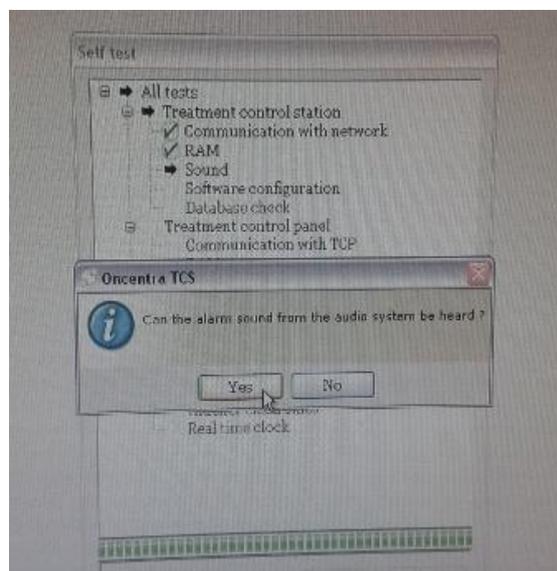


Figura 45-3.Verificación de la funcionalidad de los componentes del sistema Oncentra.

Fuente: Pino C, 2016

	<p>Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO</p>	<p>Código: URT-SBT-QA-FIR-001</p>	
<p>CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE</p>		<p>Revisión:01</p>	<p>Página:125 de 163</p>

Una vez que se ha verificado los sistemas se podrá visualizar que la ventana **Self Test** muestra que todo está correcto con un visto en cada una de los componentes.

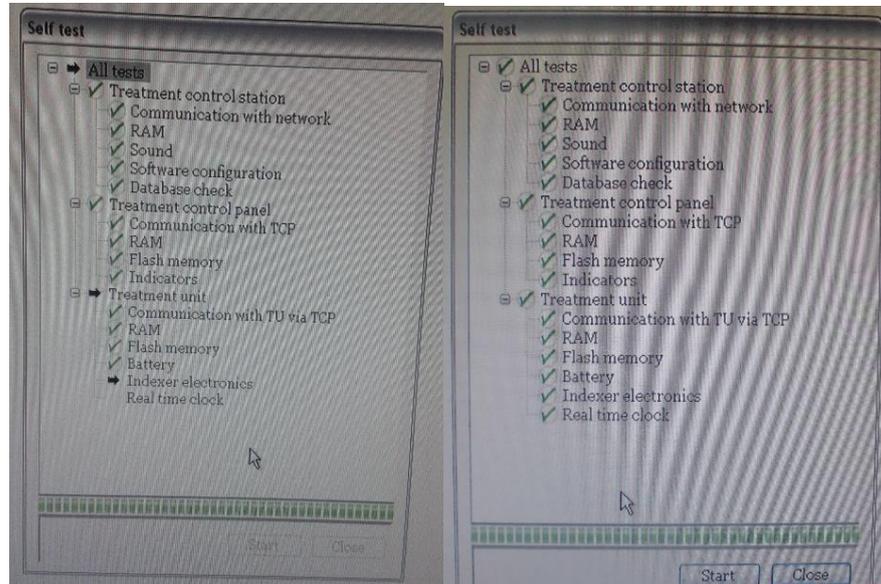


Figura 46-3.Análisis de los componentes del Oncentra TCS. **Figura 47-3.**Finalización de la verificación del Oncentra TCS.

Fuente: Pino C, 2016

Cerrar la ventana **Self Test** ->**Close**

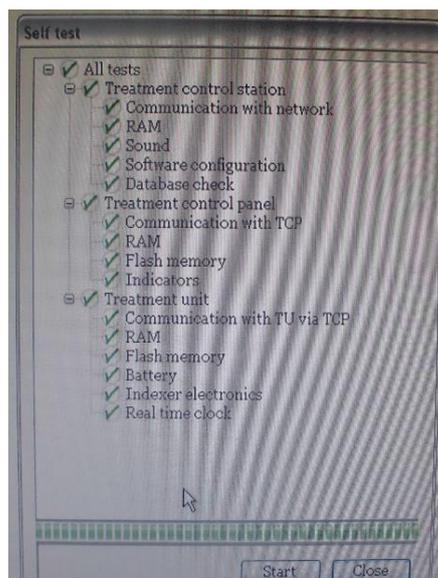


Figura 48-3.Interfaz de comprobación del Self Test.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 126 de 163

En el menú principal de la pantalla de inicio Oncentra TCS, seleccionar **Maintenance - > Source -> Source position**

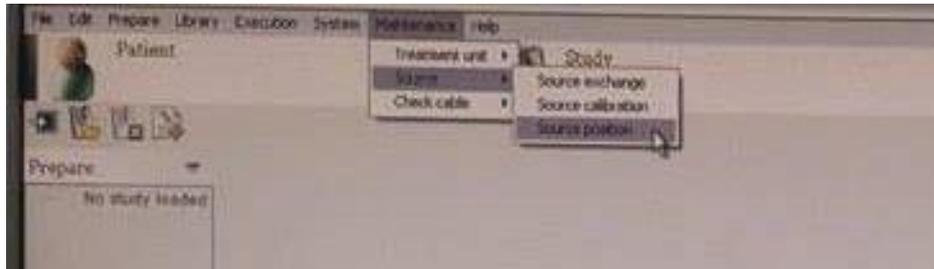


Figura 49-3.Menú principal de la pantalla de inicio Oncentra TCS.

Fuente: Pino C, 2016

En la pantalla **Source position**, presionar **Edit**

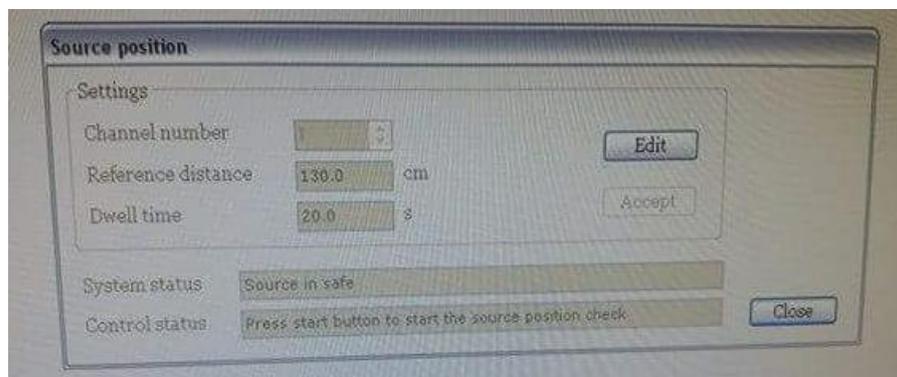


Figura 50-3.Modificación de valores en la ventana Source position.

Fuente: Pino C, 2016

Editar las opciones **reference distance** a 130cm y **Dwell time** a 60 s. Una vez ingresado los valores correspondientes seleccionar ->**Accept**

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 127 de 163

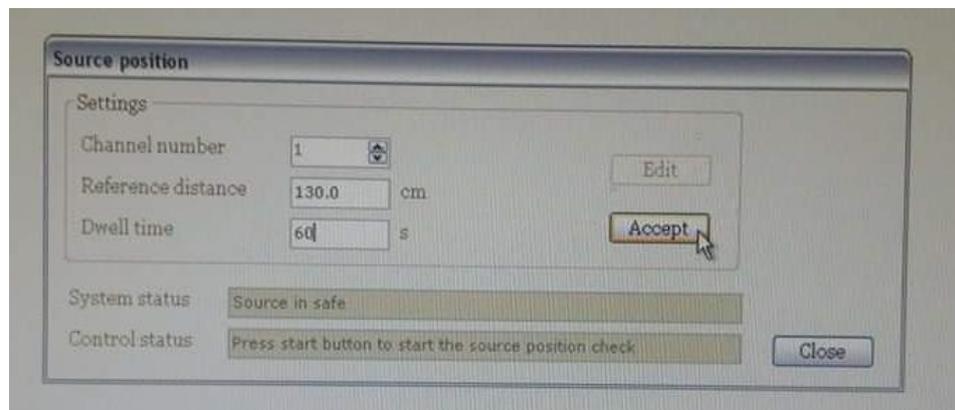


Figura 51-3.Cambio de valores en la ventana Source position.

Fuente: Pino C, 2016

En el panel de control de tratamiento (TCP) presionar manualmente el botón **Start**.



Figura 52-3.Panel de control de tratamiento (TCP).

Fuente: Pino C, 2016

PRUEBAS

Realizar la prueba de **indicador de salida de la fuente**

- Verificar la salida de la fuente en la consola al observar que se enciende el botón de radiación y la luz amarilla de out of side.

	<p>Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO</p>	<p>Código: URT-SBT-QA-FIR-001</p>	
<p>CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE</p>		<p>Revisión:01</p>	<p>Página:128 de 163</p>



Figura 53-3.Indicador de la salida de la fuente, presencia de radiación.

Fuente: Pino C, 2016

- A la vez se debe verificar la salida de la fuente en el equipo al mirar que la manivela dorada del equipo microselectron se mueve, comprobando que la fuente está saliendo del contenedor.



Figura 54-3.Cabezal de la Unidad de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

- Se puede comprobar la posición de salida de la fuente al mirar que en el monitor estacionario de radiación indica la medición de un número específico de radiación sin exceder 1uSv/h dentro del radioquirófano.

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 129 de 163



Figura 55-3. Monitor estacionario de radiación primalert



Figura 56-3. Medición de radiación dentro de la sala de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

Realizar la prueba de **Interruptores de emergencia**, tienen como objetivo principal comprobar el retorno de la fuente en el momento que sea necesario detener el equipo en caso que se presenten irregularidades

- Al presionar el **botón de emergencia de la consola** del panel de control de tratamiento (TCP) se interrumpe la radiación y se retrae inmediatamente la fuente al contenedor del equipo.



Figura 57-3. Ejecución del botón de parada de emergencia en TCS.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 130 de 163

- A la vez también se comprueba la interrupción de la radiación y retorno de la fuente al momento que se presiona los **botones de parada de emergencia en la puerta** y los sensores de la puerta ubicados en la parte superior detectan que la puerta ha sido abierta.



Figura 58-3.Interrupción de radiación al abrir la puerta B.

Fuente: Pino C, 2016

Prueba del Sistema de retorno de la fuente

- Retorno manual comprueba la funcionalidad del equipo en forma manual, para en caso de alguna anomalía funcione correctamente la manivela dorada y se retraiga la fuente hacia el contenedor.



Figura 59-3.Manivela dorada para el retorno manual de la fuente.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 131 de 163

- Baterías de Respaldo del equipo microSelectron-HDRse debe comprobar que desconectando la fuente de poder de corriente del equipo se puede verificar la integridad mecánica y funcional, para que en caso de un apagón al no existir paso de corriente la fuente puede ser retraída correctamente.



Figura 60-3.Indicador del uso de las Baterías de respaldo en el Panel de control de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

Prueba de Temporizador

- Verificar la reproducibilidad y estabilidad del temporizador de la unidad de tratamiento (microSelectron-HDR), para ello se emplea un cronómetro manual.

d) En la ventana Source position -> Edit ->reference distance: 130cm y Dwell time: 5s. ->Accept ->Start

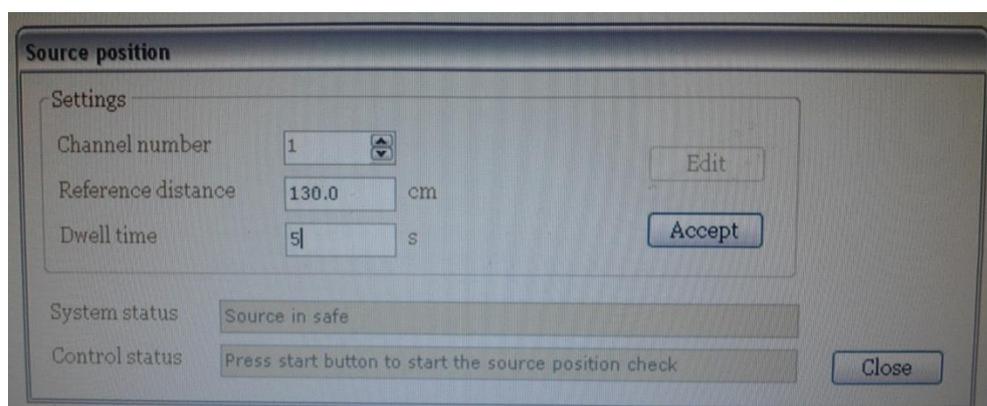


Figura 61-3.Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 5s.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión:01	Página:132 de 163

- e) En la ventana Source position -> Edit ->reference distance: 130cm y Dwell time: 20 s. ->Accept ->Start

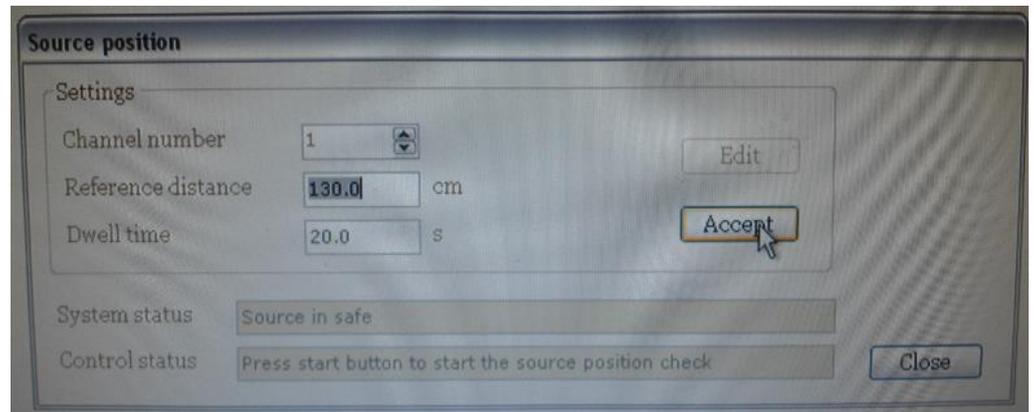


Figura 62-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 20s.

Fuente: Pino C, 2016

- f) En la ventana Source position -> Edit ->reference distance: 130cm y Dwell time: 45 s. ->Accept ->Start

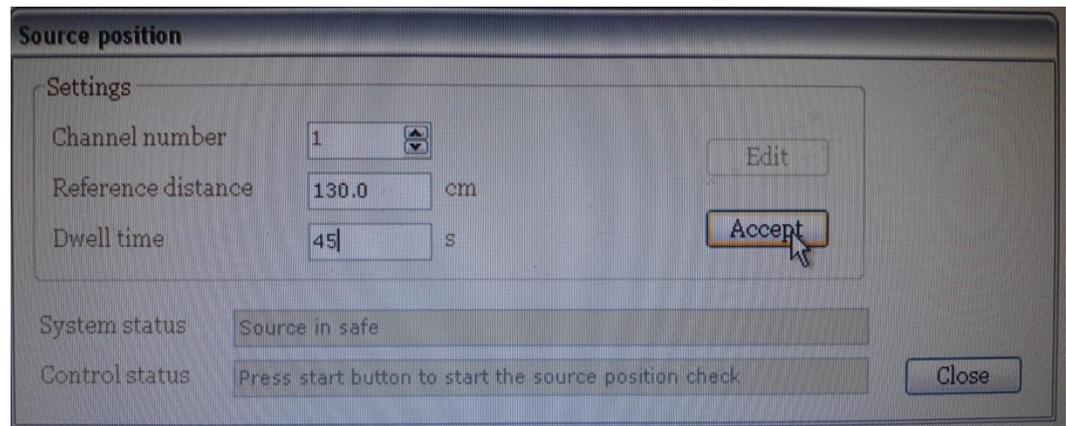


Figura 63-3. Ventana de modificación del tiempo de permanencia a 45s.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 133 de 163

Prueba de Guías de conducción de la fuente

- Verificar la **Integridad** de las guías conductoras de manera visual.

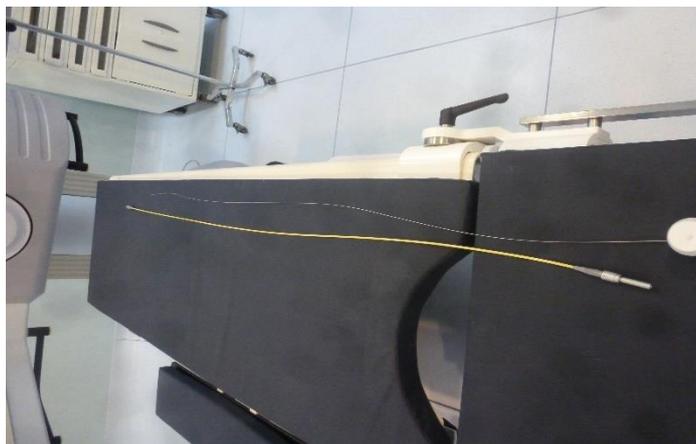


Figura 64-3.Guías conductoras de la fuente.

Fuente: Pino C, 2016

- Constar que los **Conectores estén limpios**, se puede verificar que no haya obstrucción alguna por medio del cable de comprobación de posición de la fuente.

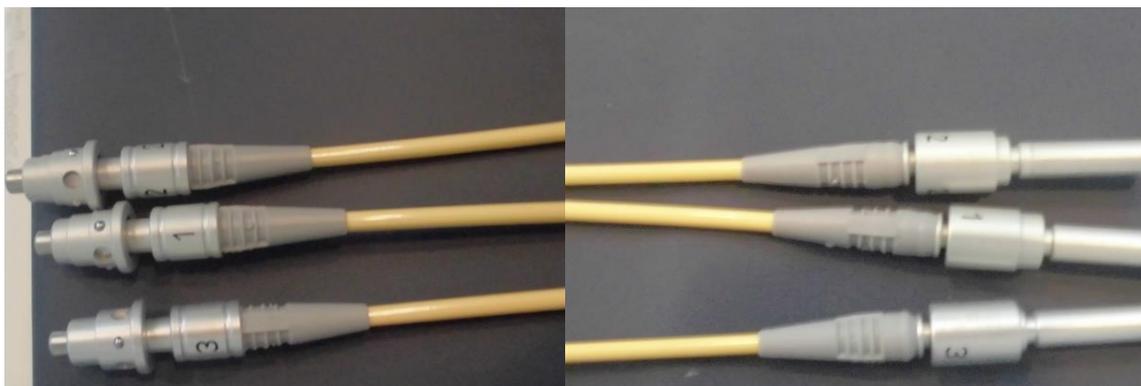


Figura 65-3.Conectores hacia la Unidad de tratamiento.

Figura 66-3.Conectores hacia la regleta.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 134 de 163

Dummies

- Realizar una verificación de la integridad física de las dummies de forma visual.



Figura 67-3.Dummies

Fuente: Pino C, 2016

Aplicadores

- Visualizar que la integridad de los aplicadores (ovoides, Tandem y cilindro).



Figura 68-3.Tipos de Aplicadores.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 135 de 163

Prueba de Cambio de canal de tratamiento

- Colocar la guía conductora de la fuente en un número de canal diferente a su numeración correspondiente, al aparecer un mensaje de advertencia se constata el error que se está cometiendo con la finalidad de garantizar el correcto funcionamiento del equipo.

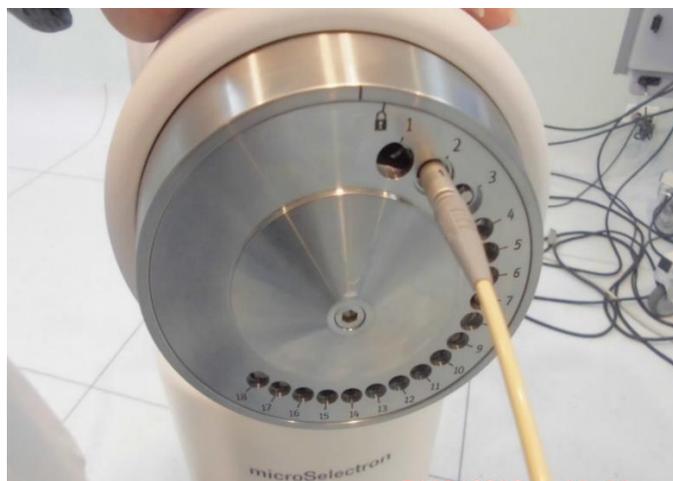


Figura 69-3. Colocación de la guía de conducción en otro canal diferente al programado.

Fuente: Pino C, 2016

	<p>Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO</p>	<p>Código: URT-SBT-QA-FIR-001</p>	
<p>CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE</p>		<p>Revisión:01</p>	<p>Página:136 de 163</p>

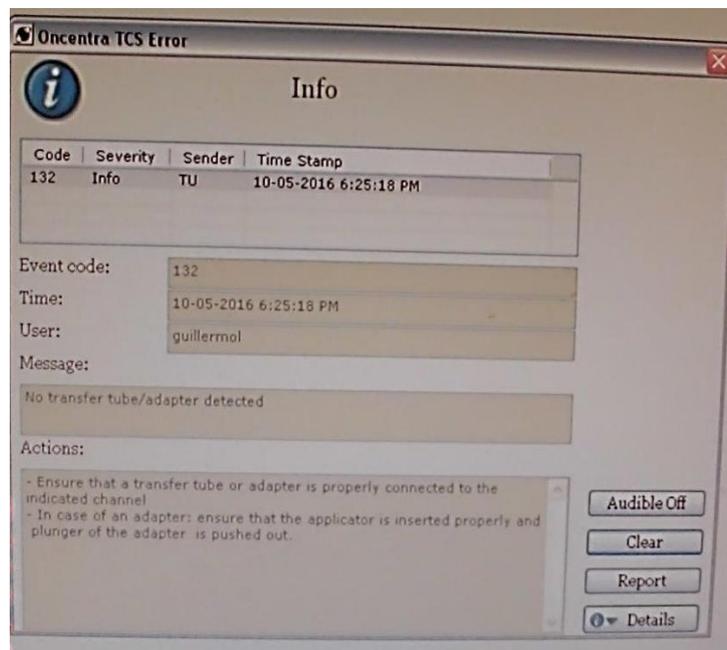


Figura 70-3. Ventana que indica un mensaje de *error del canal*.

Fuente: Pino C, 2016

Posición de las llaves en la consola

Programar la salida de la fuente con la llave girada para la posición incorrecta, de esta manera el software emitirá un mensaje de error y/o señal sonora.



Figura 71-3. Colocación de las llaves en el panel de control de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 137 de 163

Protección radiológica

Monitor portátil de radiación a 1m

Una vez que sale la fuente del contenedor, se realiza un monitoreo en las puertas A y B por medio del dosímetro Geiger Müller utilizado en el servicio de Braquiterapia.



Figura 72-3.Medición de la salida de radiación de la sala de tratamiento a 1m.

Fuente: Pino C, 2016

Fuga de radiación del equipo

Verificar que no exista fuga de radiación del equipo al colocar el detector Geiger Müller en contacto con el microSelectron-HDR y en caso de existir fuga poner a conocimiento del POE cual es el valor y el peligro en caso de exposición. Teniendo a consideración que el contenedor del equipo tiene un blindaje de hasta de 10Ci

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 138 de 163



Figura 73-3.Medición de la fuga de radiación del equipo en contacto con el detector.

Fuente: Pino C, 2016

Indicador de posición de la fuente

Realizar la verificación de la posición de la fuente a una distancia de 130 cm con tiempos de 5s.

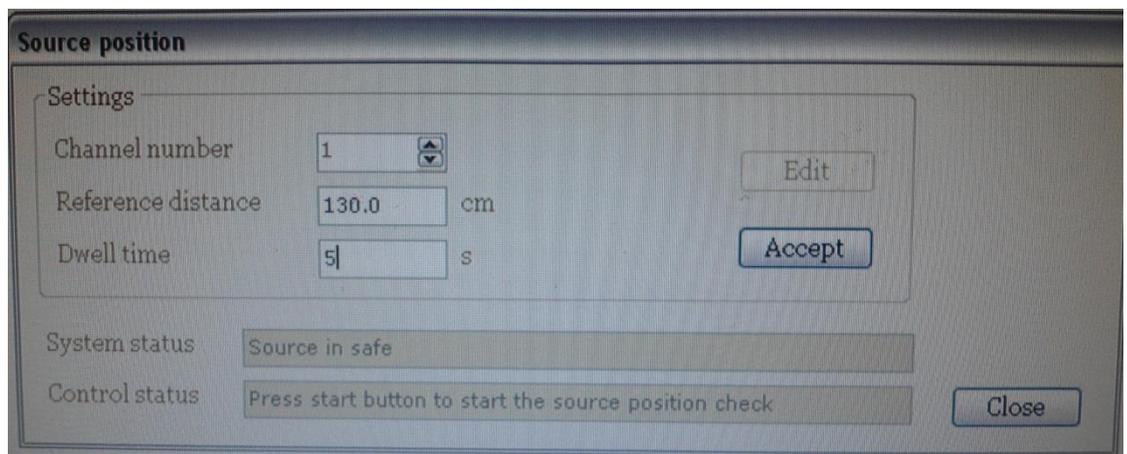


Figura 74-3.Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 130cm.

Fuente: Pino C, 2016

Realizar la verificación de la posición de la fuente a una distancia de 140 cm con tiempo de 5s.

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 139 de 163

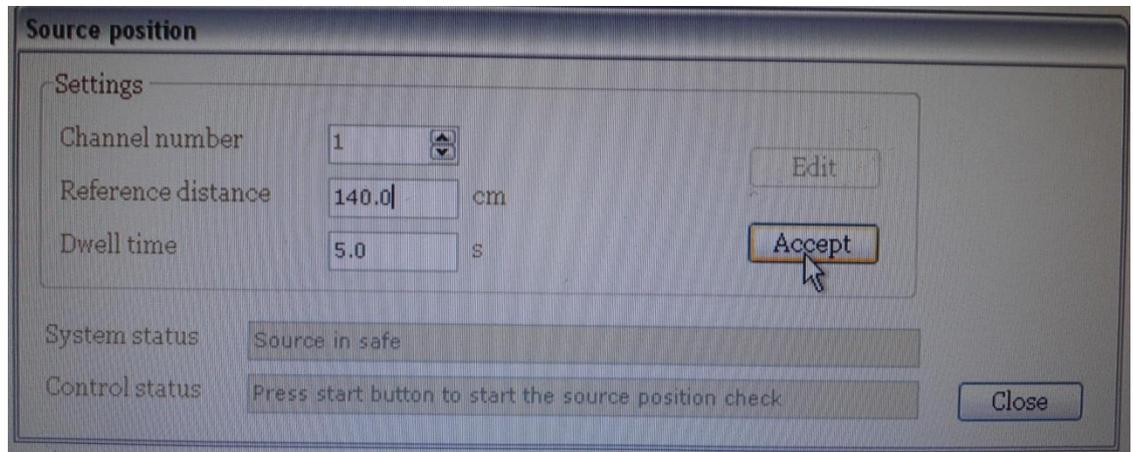


Figura 75-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 140cm.

Fuente: Pino C, 2016

Realizar la verificación de la posición de la fuente a una distancia de 150 cm con tiempos de 5s.

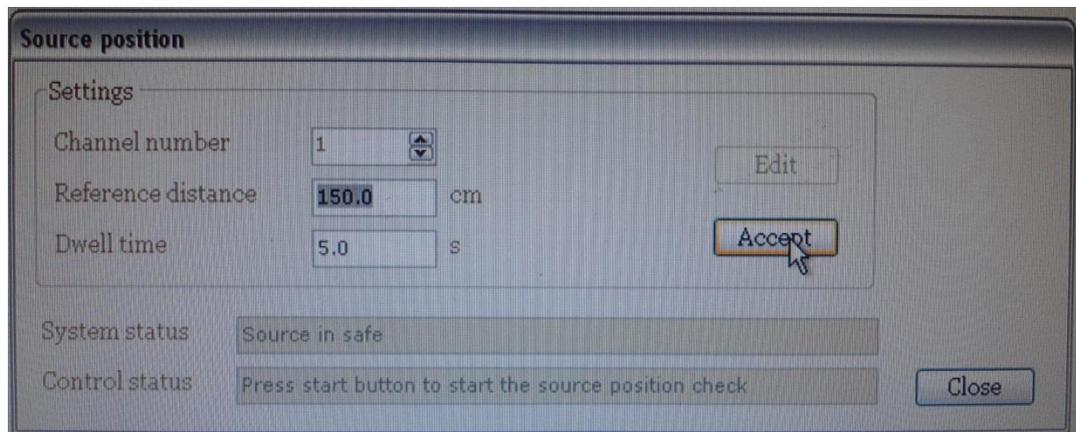


Figura 76-3. Ventana de Modificación de la posición de la fuente a 150cm.

Fuente: Pino C, 2016

Visualización del paciente (TV)

Verificar que el paciente y toda la instrumentaría este en la correcta posición y funcionamiento a través del sistema de TV, procurando que el tratamiento impartido sea el correcto.

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 140 de 163



Figura 77-3.Monitor de visualización del paciente.

Fuente: Pino C, 2016

Intercomunicador con paciente

Constatar que el intercomunicador situado dentro y fuera de la sala de tratamiento se encuentre en correcto funcionamiento, para en caso de emergencia o de dar alguna instrucción se la pueda dar a través del mismo; evitando una exposición innecesaria al operador.



Figura 78-3.Intercomunicador fuera de la sala de tratamiento.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión:01	Página:141 de 163

Factor de decaimiento

Realizar un control diario del factor de decaimiento para comprobar que el factor que calculamos manualmente es el mismo que se reporta en la Estación de Control de Tratamiento del sistema Oncentra.

System overview			
System type	HDR		
TU ID	10604	mHDR 18chan	
Treatment room name			
Source serial number	D36F9908		
Source characteristics			
Source strength	mGy·m ² ·h ⁻¹	CI	Date
At calibration	46.890	11.487	04-28-2016 8:02:00 AM
Current	23.155	5.673	07-12-2016 11:43:56 AM
Delta		50.62 %	75d 3hr 41m 56s
Hospital name: _____ Date: 07-12-2016 Time: 11:43:56 AM Page 1 of 1			

Figura 79-3. Hoja de impresión de las características de la fuente del sistema Oncentra.

Fuente: Pino C, 2016

Posicionamiento de la fuente con filme radiográfico (± 1 mm)

Verificar por medio de películas radiográficas el posicionamiento de la fuente al irradiar a distancias de 150, 145, 140, 135, 130 cm y con tiempos de 10, 5, 4, 3, 2 s respectivamente, determinando que el mejor tiempo para irradiar es de 2seg para cada una de las distancias mencionadas.



Figura 80-3. Posicionamiento de las películas radiográficas.

Fuente: Pino C, 2016

	Tipo de Documento: PROCEDIMIENTO	Código: URT-SBT-QA-FIR-001	
CONTROL DE CALIDAD DIARIO DE LA FUENTE		Revisión: 01	Página: 142 de 163

6. Control y evaluación

El Físico Médico será responsable del control y la evaluación del presente protocolo, actualizándolo según sea pertinente.

7. Bibliografía

(HCAM), Hospital Carlos Andrade Marín. Estadísticas. Unidad de Radioterapia. Quito : s.n., 2016.

(INCA), Ministerio de la Salud. Instituto Nacional de Cáncer. Braquiterapia de alta tasa de dosis para físicos: fundamentos, calibración y control de calidad. Rio de Janeiro : Coordinación de Educación y Divulgación Científica (CEDC), 2009.

(OIEA), Organismo Internacional de Energía Atómica. Aspectos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad. viena : s.n., 2000.