

**UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA**



**“TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA: UNA MEDIDA DE
DOSIS EN BRAQUITERAPIA INTERSTICIAL”**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
LICENCIADO EN FÍSICA**

AUTOR:

LUIS ENRIQUE, QUISPE AYME

ASESOR:

Dr. WALTER FLORES VEGA

Callao, 2021

PERÚ

Document Information

Analyzed document	TESIS-LUIS ENRIQUE QUIISPE AYME COD.050947B-CORREGIDO2022.pdf (D177963508)
Submitted	2023-11-06 18:25:00
Submitted by	FCNM
Submitter email	investigacion.fcnm@unac.pe
Similarity	0%
Analysis address	investigacion.fcnm.unac@analysis.arkund.com

Sources included in the report

Entire Document

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA "TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA: UNA MEDIDA DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA INTERSTICIAL" TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADO EN FÍSICA LUIS ENRIQUE, QUIISPE AYME Callao, 2021 PERÚ



CONSTANCIA N° 47-2023-UI-FCNM

El Director de la Unidad de Investigación de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemática de la Universidad Nacional del Callao, que suscribe; hace constar que el señor:

LUIS ENRIQUE QUISPE AYME

Ha obtenido un resultado del 0% como producto del Análisis de Urkund realizado a su Trabajo de Tesis titulado: "TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA: UNA MEDIDA DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA INTERSTICIAL".

Se expide la presente a solicitud del interesado para los fines pertinentes.

Bellavista, 02 de noviembre 2023.

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN



Dr. WHUALKUER ENRIQUE LOZANO BARTRA
DIRECTOR

INFORMACIÓN BÁSICA

FACULTAD: DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN: Unidad FCNM

TÍTULO: “Tratamiento de cáncer de mama: una medida de dosis en braquiterapia intersticial”

AUTOR: Luis Enrique Quispe Ayme. DNI: 43615950

ASESOR: Dr. Walter Flores Vega, DNI: 06228417.

LUGAR DE EJECUCIÓN: Clínica San Pablo, Lima – Perú.

TIPO DE INVESTIGACIÓN: Básica.

UNIDAD DE ANÁLISIS: Medida de dosis en sistema de planificación y película radiocrómica.

TIPO- ENFOQUE: Física Medica.



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA



ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

En el ambiente virtual, signado con el ID <https://zoom.us/j/93028808766?pwd=LoJ1MWxtRjM3Mm5aa3ExTDhDNUFXZz09>, mediante el uso de la aplicación ZOOM para video conferencias, desde el domicilio de cada uno de los docentes integrantes del Jurado, a causa del estado de Emergencia Nacional debido al Coronavirus (COVID-19); siendo las 12:27 horas del día jueves treinta de setiembre del año dos mil veintiuno, se reunieron en Sesión Virtual a fin de proceder al acto de instalación del Jurado de Sustentación de la Tesis presentada por el Señor Bachiller **QUISPE AYME LUIS ENRIQUE**, titulada: **“TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA: UNA MEDIDA DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA INTERSTICIAL”**; Jurado que está integrado por los siguientes docentes de la Facultad de Ciencias Naturales y Matemática de la Universidad Nacional del Callao:

Dr. Richard Saúl Toribio Saavedra	:	Presidente
Mg. Jorge Luis Godier Amburgo	:	Vocal
Mg. Luis Rosas Angeles Villón	:	Secretario

Luego de la instalación, el Secretario del Jurado dio lectura a la Resolución Decanal N° 058-2021-D-FCNM, que designa a los miembros del Jurado de Sustentación de la Tesis.

A continuación, se dio inicio a la exposición del Trabajo de Tesis de acuerdo a lo normado por el Art. 82° del Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad Nacional del Callao, aprobado por Resolución N° 245-2018-CU de fecha 30.10.2018.

Culminado el acto de exposición virtual de la tesis, los señores miembros del Jurado procedieron a formular las preguntas, las mismas que fueron absueltas.

Luego de un cuarto intermedio para la deliberación en privado del Jurado, con la participación con voz del asesor, y después de calificar el Trabajo de Tesis, se ACORDÓ, por unanimidad, CALIFICAR la Tesis sustentada por el Señor Bachiller **QUISPE AYME LUIS ENRIQUE** para optar el Título Profesional de Licenciado en Física, según la puntuación cuantitativa y cualitativa que, de acuerdo al Art. 27° del citado reglamento, a continuación, se indica:

Calificación cuantitativa	Calificación cualitativa
16	Muy Bueno

Finalmente, el Secretario del Jurado procedió a redactar y dar lectura al acta de sustentación del trabajo de tesis.

Siendo las 13:45 horas del día jueves treinta de setiembre del año dos mil veintiuno, el señor Presidente del Jurado dio por concluido el acto de sustentación virtual de la tesis.

En señal de conformidad con lo actuado, se levanta la presente acta con las siguientes firmas.

Dr. Richard Saúl Toribio Saavedra
Presidente

Mg. Jorge Luis Godier Amburgo
Vocal

Mg. Luis Rosas Angeles Villón
Secretario

Dr. Walter Flores Vega
Asesor

DEDICATORIA

A Dios por haberme permitido llegar hasta este momento. A toda mi familia y a mi padre que está en el cielo. Gracias por su motivación, confianza y apoyo incondicional, para elaborar con mucho esfuerzo y dedicación esta investigación.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mis más sinceros agradecimientos a las personas por sus valiosos aportes en conocimiento y experiencia para el desarrollo del presente trabajo de tesis y también a las instituciones que sirvieron para la ejecución del proyecto.

Al Dr. Walter Flores Vega que, como asesor de esta tesis, me ha orientado, apoyado y corregido en la elaboración de este trabajo.

Al Dr. Rolando Paucar Jauregui por infundirme su ejemplo y espíritu constante de investigación.

Al Dr. Abraham Méndez por sus consejos y sobre todo por guiarme en la especialidad de la física Medica.

Al Lic. Richard Pinedo Cadillo, como co-asesor de esta tesis, me ha orientado para la elaboración de este trabajo. Gracias por su apoyo y dedicación.

A la Lic. Jenifer del Pilar Mendoza Moreno por su ayuda en el desarrollo de esta tesis.

A mis amigos, Davis Tolentino Montero, Mariela Crisologo, Cecilia Querebalu García, Ricardo Flores, Miguel Magallanes, Irwin Valcárcel, por su motivación, valiosas sugerencias y por su disponibilidad en brindarme su ayuda durante la elaboración de esta tesis.

Al Centro Oncológico de la clínica San Pablo y al Instituto de radiocirugía del Perú por facilitarme el uso de sus instalaciones, así como del equipo necesario para la parte experimental.

INDICE

I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	12
1.1 Descripción de la Realidad Problemática.....	12
1.2 Formulación del problema.....	13
1.2.1 Problema general.....	13
1.2.2 Problemas específicos.....	13
1.3 Objetivos.....	14
1.3.1 Objetivo General.....	14
1.3.2 Objetivos Específicos.....	14
1.4 Limitantes de la Investigación.....	14
II. MARCO TEÓRICO.....	16
2.1 Antecedentes.....	16
2.2 Bases teóricas.....	19
2.2.1 Radiación y Principios.....	19
2.2.2 Fuente de Ir-192.....	23
2.2.3 Especificación y Dosimetría de las Fuentes.....	28

2.3 Conceptual.....	40
2.3.1 Braquiterapia.....	40
2.3.2 La Braquiterapia intersticial de mama.....	42
2.3.3 Fuente utilizada en braquiterapia.....	42
2.3.4 Calibración de la fuente de Ir-192 usadas en braquiterapia.....	44
2.3.5 Sistema de medición de la radiación ionizante	47
2.4 Definiciones de términos básicos.....	55
III. HIPÓTESIS Y VARIABLES.....	61
3.1 Hipótesis	61
3.1.1 Hipótesis general	61
3.1.2 Hipótesis específicas	61
3.2 Definición Conceptual de Variables	61
3.2.1 Operacionalización de variables.....	61
IV. DISEÑO METODOLÓGICO.....	63
4.1 Tipo y diseño de investigación.....	63
4.2 Método de investigación.....	63
4.2.1 Caracterización y calibración de las Películas Radiocrómicas.....	64
4.2.2 Determinación de la intensidad de Kerma del Ir-192.....	65

4.2.3 Proceso para uso de películas Radiocrómicas.....	68
4.2.4 Sistema de planificación de tratamiento.....	69
4.2.5 Construcción de Maniquí.....	75
4.3 Población y muestra.....	89
4.4 Lugar de estudio y periodo de desarrollo.....	89
4.5 Técnicas e Instrumentos para la recolección de la información.....	89
4.6 Análisis y procesamiento de datos.....	109
V. RESULTADOS.....	115
5.1 Resultados para determinar el punto efectivo de la cámara de pozo.	115
5.2 Resultado de la calibración de la película radioromica ebt2.....	118
5.3 Resultado de la valuación dosimétrica del maniquí.....	119
5.4 Verificación de la dosis absorbida con la película y el planificador....	121
VI. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	127
6.1 Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados....	127
6.2 Contrastación de resultados con otros estudios similares.....	128
6.3 Responsabilidad ética de acuerdo a los reglamentos vigentes.....	128
VII. CONCLUSIONES.....	129

VIII. RECOMENDACIONES.....	131
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	133
ANEXOS.....	137
ANEXO 1: Matriz de consistencia.....	137
ANEXO 2: Certificados de calibración de los equipos.....	138

TABLAS DE CONTENIDO

Tabla N° 2.1. Indicaciones de la irradiación parcial de mama	43
Tabla N° 4.1. Especificación técnica del equipo HDR.....	94
Tabla N° 4.2. Especificación técnica de la fuente radiactiva de ir-192.....	95
Tabla N° 4.3. Especificación técnica de la película EBT2	98
Tabla N° 4.4. Especificación técnica de una cámara de ionización tipo pozo....	102
Tabla N° 4.5. Especificación técnica de la cámara de ionización Farmer.....	103
Tabla N° 4.6. Especificación técnica del electrómetro.....	105
Tabla N° 5.1. Lectura para determinar el punto efectivo de la cámara de pozo...	116
Tabla N° 5.2. Resultado de la calibración de la película radioromica ebt2.....	118
Tabla N° 5.3. Evaluación dosimétrica en maniquí.....	120
Tabla N° 5.4. Verificación de dosis de la película y el planificador en maniquí.	121

TABLA DE GRAFICAS

Grafica N° 5.1. Ilustración del punto efectivo de la cámara de pozo.....	117
Grafica N° 5.2. Curva de calibración de la película radiocrómica ebt2.....	119
Grafica N° 5.3. Normalización de la Dosis vs Distancia Radial.....	122
Grafica N° 5.4. Dosis vs Distancia Radial.....	123
Grafica N° 5.5. Dosis en la película radiocromica (Film).....	124
Grafica N° 5.6. Dosis en el sistema de planificación (TPS).....	125
Grafica N ° 5.7. Comparación de dosis en películas radiocromicas (FILM) y el sistema de planificación (TPS).....	126

TABLA DE FIGURAS

Figura N° 2.1. Efecto fotoeléctrico.....	22
Figura N° 2.2. El efecto compton.....	24
Figura N° 2.3. Producción de pares.....	25
Figura N° 2.4. Esquema de decaimiento del ir-192.....	27
Figura N° 2.5. Decaimiento radiactivo del ir 192.....	30
Figura N° 2.6. Geometría de cálculo de dosis en braquiterapia según el TG-43..	37
Figura N° 2.7. Dibujo de aplicadores para cáncer de mama.....	42
Figura N° 2.8. Corte transversal de una película radiocrómica EBT2.....	48
Figura N° 2.9. Espectro de absorción de la EBT2.....	49
Figura N° 2.10. Curva de calibración de la EBT2.....	50
Figura N° 2.11. Esquema interno de la cámara de pozo.....	51
Figura N° 2.12. Fantoma de agua.....	53
Figura N° 2.13. Fantoma de agua solida euromechanics rw3.....	54
Figura N° 2.14. Diseño del maniquí de mama.....	55
Figura N° 4.1. Geometría para calibración de las películas radiocrómicas.....	65
Figura N° 4.2. Determinación de la actividad de la fuente.....	67

Figura N° 4.3. Flujo de trabajo del proceso de planificación Oncentra.....	73
Figura N° 4.4. Simulación del maniquí de mama en el sistema de planificación	74
Figura N° 4.5. Conjunto de aplicadores con puntos de medición en el TPS.....	75
Figura N° 4.6. Maniquí de mama con parafina.....	76
Figura N° 4.7. Alineación del isocentro del tomógrafo con el montaje.....	77
Figura N° 4.8. Película radiocrómica puesta en el maniquí de mama.....	77
Figura N° 4.9. Alineación del isocentro del tomógrafo con el montaje.....	78
Figura N° 4.10. Prescripción de la dosis en el sistema de planificación.....	80
Figura N° 4.11. Descripción del plan de tratamiento.....	81
Figura N° 4.12 Optimización y prescripción para el arreglo en el planificador	83
Figura N° 4.13. Reporte del plan de tratamiento.....	84
Figura N° 4.14. Sistema de planificación del tratamiento.....	85
Figura N° 4.15. Simulación de un paciente en el tratamiento.....	86
Figura N° 4.16. Catéteres conectados a equipo (hdr).....	87
Figura N° 4.17. Fijación de los catéteres conectados al maniqui de mama.....	87
Figura N° 4.18. Distribución equidistante de los catéteres.....	88
Figura N° 4.19. Equipo de unidad de tratamiento.....	91

Figura N° 4.20. Reconstrucción tridimensional de un implante biplanar en el sistema de planificación en BT de mama.....	92
Figura N° 4.21. Equipo de alta tasa de dosis (hdr).....	94
Figura N° 4.22. Fuente de iridio microselectron v2.....	96
Figura N° 4.23. Encapsulamiento de la fuente de Ir-192.....	96
Figura N° 4.24. Película radiocrómica EBT2.....	97
Figura N° 4.25. Acelerador lineal Varian 2100CD.....	99
Figura N° 4.26. Escáner Epson Expression 11000XL.....	100
Figura N° 4.27. Tomografía Computarizada.....	101
Figura N° 4.28. Cámara de Ionización tipo Pozo y Holder.....	102
Figura N° 4.29. Cámara de ionización PTW semiflex 31013.....	104
Figura N° 4.30. Electrómetro (PTW unidos webline).....	105
Figura N° 4.31. Barómetro/termómetro digital.....	106
Figura N° 4.32. Fijador de la agujas.....	107
Figura N° 4.33. Agujas y Marcadores.....	107
Figura N° 4.34. Catéteres.....	108
Figura N° 4.35. Regla de medición del paso de la fuente.....	108

RESUMEN

El estudio de la interacción de partículas siendo los rayos gamma provenientes de una pequeña fuente radiactiva de Ir-129, encapsuladas en un equipo de alta tasa de dosis (HDR, por sus siglas en ingles) que son insertadas en el volumen del tejido a tratar. Esta pequeña fuente libera una alta dosis de radiación al tumor, cuyo procedimiento conlleva a conocer la distribución de dosis a las regiones o tejidos sanos circundantes. Se realizaron medidas utilizando películas radiocrómicas. Previamente se realizó una tomografía al maniquí de mama con las películas radiocrómicas de muestra que sirvieron para fijar las posiciones para la medida y estas imágenes obtenidas de la tomografía se exportaron al sistema de planificación de tratamiento Oncentra By Nucléotron.

En el sistema de planificación de tratamiento (TPS) se asignaron puntos de medición a las distintas posiciones de las películas radiocrómicas. Este aplica parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la Asociación Americana de Físicos en Medicina TG –43, para la fuente en el cálculo de dosis en cualquier punto. Se planificó un campo de irradiación en las mismas condiciones que se irradió el maniquí de mama. De esta manera realizamos una comparación dosimétrica entre lo medido y calculado por el sistema de planificación. Los resultados muestran una variación de 0.09 % tanto para la dosis medida con película radiocrómica y dosis calculada con el sistema de planificación. Sin embargo, se obtuvo una alta variación del 8.29% debido a una serie de factores, pero se encuentra dentro de la tolerancia permitida.

ABSTRAC

The study of the interaction of particles being gamma rays coming from a small radioactive source of Ir-129, encapsulated in a high dose rate (HDR) equipment that are inserted into the volume of the tissue to be treated . This small source delivers a high dose of radiation to the tumor, the procedure of which leads to an understanding of the dose distribution to the surrounding healthy regions or tissues. Measurements were made using radiochromic films. A tomography of the breast phantom was previously performed with the sample radiochromic films that served to fix the positions for the measurement and these images obtained from the tomography were exported to the Oncentra By Nucletron treatment planning system.

In the treatment planning system (TPS), measurement points were assigned to the different positions of the radiochromic films. This applies parameters and functions established by the protocol of the American Association of Physicists in Medicine TG -43, for the source in the calculation of doses at any point. An irradiation field was planned under the same conditions that the breast phantom was irradiated. In this way we carry out a dosimetric comparison between what is measured and calculated by the planning system. The results show a variation of 0.09% for both the dose measured with radiochromic film and the dose calculated with the planning system. However, a high variation of 8.29% was obtained due to a series of factors, but it is within the allowed tolerance.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad el número de pacientes con cáncer de mama va en aumento y muchas mujeres mueren en el Perú a consecuencia de esta enfermedad (INEN,2014), a pesar de haber recibido tratamiento con teleterapia (radiación de haces externos) como se realiza en el Centro Oncológico San Pablo; también después de estos tratamientos, se le suma las posibles recurrencias y progresión del tumor cancerígeno. Sin embargo, hay métodos alternativos y más efectivos que podrían reducir la tasa de mortalidad siendo una de estas opciones la braquiterapia.

La braquiterapia intersticial es un tratamiento radiante en la que pequeñas fuentes radiactivas son colocadas muy cerca o insertadas en el volumen del tejido a tratar, liberando una dosis alta de radiación sobre el tumor, permitiendo administrar la radiación directamente en la zona a tratar y así minimizando la dosis a las regiones o tejidos sanos circundante. (Butson et al., 2010)

La fuente que se emplea en la actualidad para tratamiento en braquiterapia de alta tasa de dosis es el Ir-129, siendo uno de los elementos artificiales más utilizados en braquiterapia y con una actividad nominal de 370 GBq. Un hecho previo al tratamiento en braquiterapia, suele ser el modelamiento de la fuente de Ir-129 por el sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés), este aplica parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM, por sus siglas en inglés) TG – 43 para la fuente en el cálculo de dosis en cualquier punto.(AAPM,1997) Así mismo, alrededor de este modelamiento se obtiene una distribución de dosis adecuada al ser optimizado

el algoritmo utilizado por el TPS; sin embargo, para garantizar una alta calidad del tratamiento y sobre todo seguridad al paciente, porque se expone a una fuente radiactiva, se requiere de una verificación dosimétrica.

Los métodos tradicionales de control de calidad antes de un tratamiento, como son las pruebas simplistas de rendimiento del equipo físico en el aislamiento son inadecuados para la práctica de la braquiterapia moderna. Ahora para afianzar aún más la calidad de tratamiento y proporcionar garantías de cuasi igualdad entre la dosis planificada del TPS y la entregada al paciente surge la pregunta ¿si en la simulación del tratamiento de braquiterapia intersticial se cumplirá con el rango de incertidumbre establecido por protocolos internacionales en cuanto a la precisión de la dosimetría?

I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. Descripción de la realidad problemática

La medida de dosis en braquiterapia de manera experimental es compleja debido al alto gradiente de dosis que se presenta por las distancias cortas entre la fuente de radiación y la zona de tratamiento. Los detectores convencionales, tales como los dosímetros termoluminiscentes y cámaras de ionización no son apropiados, debido a su tamaño de estos detectores que son relativamente grandes para la medición en pequeñas distancias de una fuente puntual de braquiterapia . (Kellie y Anders.,1996)

En la planificación del tratamiento de braquiterapia, las distribuciones de dosis se calculan como aproximaciones de fuentes puntuales y se aplican factores de corrección para dar cuenta de la forma geométrica de una fuente no puntual, algunos de estos factores son; la dependencia radial, la anisotropía, la encapsulación y el medio circundante. Por tal razón, las cámaras de ionización son dosímetros inapropiados. (Sánchez,2001)

El sistema de planificación calcula la dosis en medios homogéneos como agua, en lugar de un número finito de heterogeneidades de volumen semejantes a los tejidos de pacientes; por este motivo, se requiere de una verificación de la medida de dosis en materiales distintos al agua y que se asemejen a los tejidos del paciente. (Sánchez,2001)

Las técnicas de planificación de dosis en 3D requieren incorporar la información del paciente mediante la tomografía computarizada (CT, por sus siglas en inglés) en la planificación del tratamiento de braquiterapia, para modelar los efectos de

blindajes, heterogeneidades de tejidos finitos y así obtener un buen cálculo de dosis.
(Kellie,1996)

Los controles de calidad es una práctica común para llevar a cabo esta comprobación general de la dosimetría antes de un tratamiento. La capacidad de detectar fácilmente un error importante en la dosis en el inicio del tratamiento es valiosa para la radioterapia fraccionada ya que el error puede corregirse para todos los tratamientos posteriores. Sin embargo, para un tratamiento en braquiterapia no hay forma de revertir el error ya que el error no se puede corregir porque en la mayoría de este tratamiento es en una sola sesión.

1.2. Formulación del problema

1.2.1 Problema general

¿Es factible medir la dosis en puntos interiores del maniquí de mama y en la periferia con técnica de braquiterapia intersticial para tratamientos de cáncer de mama?

1.2.2 Problemas específicos

- ¿En qué medida la actividad de la fuente de radiación obtenida del programa de control de calidad es similar al resultado del sistema de planificación?
- ¿En qué medida el modelamiento de la fuente de radiación permite simular el tratamiento de braquiterapia intersticial?
- ¿Al utilizar la película radiocrómica para la dosimetría podría resultar una considerable incertidumbre en la precisión del cálculo de dosis?

1.3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.3.1. Objetivo General

Medir la dosis con película radiocrómica en un maniquí de mama usando la técnica de braquiterapia intersticial para tratamiento de cáncer de mama.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Diseñar y elaborar un montaje experimental que permita comprobar los resultados de la simulación teórica.
- Simular el tratamiento de braquiterapia intersticial mediante el modelamiento de la fuente de radiación.
- Determinar la incertidumbre en la precisión del cálculo de dosis.

1.4. Limitantes de la investigación

El conocimiento de la distribución de dosis en toda la periferia de la fuente radiactiva, es limitado, debido a que solo es posible determinar la dosis en espacios bidimensionales, porque como instrumento de medición se utilizó películas radiocrómicas. Las características de estas películas son de dos dimensiones y no tiene la dependencia angular.

El elevado costo de las películas radiocrómicas, imposibilitará utilizar más películas, para el conocimiento de la dosis en otros puntos. En cuanto a la limitante temporal se tendrá que lidiar con la lectura de dosis a la película radiocrómica porque no es inmediato. Luego de ser expuestas a radiación, tiene que pasar 24 horas para la lectura en el escáner.

II. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes.

BELTRÁN GÓMEZ, Cristian. **Determinación de la distribución de dosis en tratamientos de cáncer de mama con fuentes de Ir-192 HDR**.^[6]

Verificó las distribuciones de dosis de un tratamiento de cáncer de mama con fuentes de Ir-192 HDR, diseñó, construyó e implementó un montaje experimental que permitiera medir las condiciones de un tratamiento de cáncer de mama, el montaje experimental consta de un simulador físico diseñado para las condiciones de un tratamiento de Braquiterapia Intersticial en mama, el diseño del simulador fue con placas de Polimetilmetacrilato (acrílico), con dimensión total de 20cmx20cmx10cm. Para la medición de la dosis absorbida en braquiterapia intersticial, utilizó 5 dosímetros de tipo termoluminiscencia (TLD, por sus siglas en inglés).

KELLIE, R. ANDERS, A. **Calculation in brachytherapy for a Ir-192 source using a primary and scatter dose separation technique**.^[29]

Afirma que en el sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés) de braquiterapia, las distribuciones de dosis se calculan con aproximaciones de fuentes puntuales; sin embargo, la fuente de Ir-196 no es puntual por eso se aplican factores de corrección y estos son; la dependencia radial, la anisotropía angular de la absorción de fotones, dispersión en la fuente, la encapsulación y el medio circundante. Elaboro un algoritmo de convolución 3D mediante el uso del Método Monte Carlos para para el cálculo de dosis de braquiterapia, teniendo en

cuenta los posibles factores de corrección, de esta manera verifico al TPS con un nuevo algoritmo.

SHARMA, S. BIANCHI, C. CONTE, L. NOVARIO, R. AND BHATT, B. **Radiochromic film measurement of anisotropy function for high-dose-rate Ir-192 brachytherapy source** .^[25]

Utilizaron Películas radiocrómicas Gafchromic (RCF) para medir la función de anisotropía de la fuente de Ir- 192 con el equipo de alta tasa de dosis (HDR, por sus siglas en inglés). La medición lo hizo en un maniquí de agua y observaron que la capa sensible de la película cambia su densidad óptica (OD) por un proceso de polimerización de colorante cuando se irradia.

PALMER, A. NISBET, A. and BRADLEY, D. **Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques**.^[17]

Realizaron la calibración de la película radiocrómica EBT3 siendo expuesta a la radiación ionizante en el rango de dosis de 0,0 a 2500,3 cGy con el acelerador lineal de 6 MeV; obtuvieron una curva de calibración de dosis y lo establecieron al rango mencionado anteriormente para su uso en medición de la dosis con HDR para braquiterapia.

EVANS., S. DEVIC., D, and PODGORS, E. **High dose-rate brachytherapy source position quality assurance using radiochromic film** .^[10]

Utilizaron para el control de calidad en braquiterapia tres tipos de películas y una de ellas fue la EBT. Donde mencionaron una de sus propiedades con respecto a su sensibilidad que ha sido adaptado para las mediciones de dosis absorbida en haces de fotones de alta energía, y está diseñado para ser utilizado en un intervalo de dosis desde 0,01 hasta 8,0 Gy. También observaron que la película sólo se utiliza cualitativamente, de manera que el tiempo de análisis es irrelevante y la película puede ser inspeccionada visualmente inmediatamente después de la irradiación.

MANGODL, C. RIJNDERS, A. GEORD, D. VAN LIMBERGEN, E. POTTER, R. HUYSKENS, D. **Quality control in interstitial brachytherapy of the breast using pulsed dose rate: treatment planning and dose delivery with an Ir-192 afterloading system** .^[28]

Realizaron un control de calidad de la administración de dosis durante el tratamiento de tasa de dosis pulsada (PDR, por sus siglas en inglés) intersticial de la mama. Con maniquí de mama de poliestireno cuyo fin era de verificar la distribución de la dosis con películas radiocrómicas. Obtuvieron un buen acuerdo en los resultados entre dosis medidas y calculadas para estas complejas modalidades de tratamiento y no observaron desacuerdos graves. Sin embargo, la dosis cercana a la superficie se sobreestima por el sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés). Esto se puede explicar por la falta de retrodispersión debido al tamaño finito de la mama que no se toma en cuenta por el TPS.

SORIANO VENTURA, Rosa. **Calibración de una fuente radiactiva de iridio-192, expresada en términos de intensidad de kerma en aire para ser**

implementada en el servicio de braquiterapia del instituto del cáncer de el salvador .^[23]

Realizo la calibración y determino la actividad de la fuente radiactiva encontrando un valor de intensidad de kerma en aire medido, que difiere del valor de intensidad de kerma en aire teórico en un 1.9% de error. Este valor de error está dentro del rango de tolerancia que es igual a $\pm 5\%$, por ende, tuvo como conclusión que la fuente esta apta para ser utilizada en el software del Sistema de Planificación para brindar Tratamiento Clínico.

2.2. Bases Teóricas

2.2.1. Radiación y Principios

La radiación es la propagación de energía a través del espacio sin necesidad de soporte material; sin embargo, la velocidad, intensidad y dirección de su flujo de energía se ven influidos por la presencia de materia. La radiación abarca una gran variedad de energías, posee características típicas del movimiento ondulatorio, como la reflexión, la refracción o la difracción, y características propias del movimiento de partículas, como ocurre en el efecto fotoeléctrico o en el efecto Compton. Esto se conoce como la naturaleza dual (onda – partícula) de la radiación electromagnética. (Solarte,2010)

La radiación electromagnética con energía suficiente para provocar cambios en los átomos sobre los que incide se denomina radiación ionizante.

- **La radiación ionizante**

Son radiaciones con energía suficiente para extraer un electrón del orbital de un átomo. Esto se debe a que la radiación pasa suficientemente cerca de un electrón orbital de un átomo y puede transferir energía a dicho electrón e inducirle a escapar de su órbita. Estas radiaciones rompen los enlaces químicos de las moléculas, porque la energía de la radiación ionizante es mayor que la energía de enlace de los átomos. Cuando el átomo queda con exceso de carga positiva o negativa se dice que se ha convertido en un átomo ionizado. (Podgorsak,2005)

- **Interacción de la radiación con la materia**

Cuando un haz de rayos X (o rayos gamma) pasa a través de un medio, la interacción entre los fotones y la materia puede resultar en que la energía de estos sea transferida al medio. El paso inicial en la transferencia de energía involucra la eyección de electrones desde los átomos del medio. Estos electrones de alta velocidad transfieren su energía produciendo, en su recorrido, ionización y excitación de los átomos con los que interactúan. (Sánchez,2001)

- **Efecto fotoeléctrico**

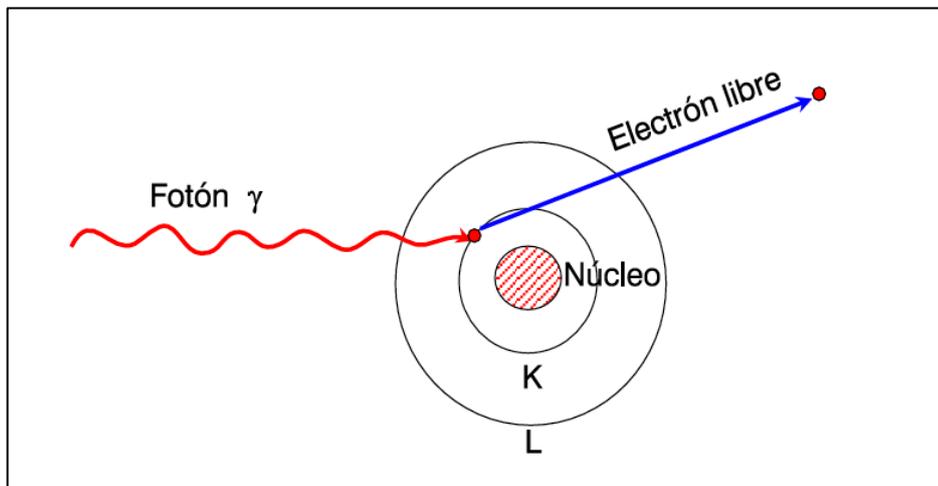
El efecto fotoeléctrico puede presentarse con electrones de las capas K, L, M y N; en este tipo de interacción, existe transferencia de energía. El fotón incidente interactúa primeramente con el átomo, cediéndole toda su energía ($h\nu$); esta energía es transferida a un electrón orbital, que consecuentemente, sale expulsado (Fig.2.1). El fotoelectrón, como ahora se nombra, tiene una energía cinética dada por:

$$E_{cinetica} = h\nu - E_B \quad (1)$$

Siendo E_B la energía de enlace del electrón.

La expulsión del electrón deja al átomo excitado y con una vacancia disponible para ser ocupada por otro electrón. Cuando un electrón orbital externo ocupa este lugar, hay una emisión de rayos X característicos, aunque existe también la posibilidad de que se emitan electrones. (Podgorsak,2005)

FIGURA N° 2.1 EFECTO FOTOELÉCTRICO.



Fuente: PERIS, 2016.

- **Efecto Compton**

Durante el proceso del efecto Compton, un fotón de energía mucho mayor que la energía de enlace de los electrones atómicos cede parte de su energía a un electrón, que es expulsado del átomo a un ángulo θ ; el fotón es dispersado a un ángulo ϕ , con una energía menor que la inicial (Fig. 2.2). Debe cumplirse que:

Perdida de la Energía del Foton = Ganacias de Energía en el Electron

$$h\nu - h\nu' = \text{Energia Cinetica del Electron}$$

Cantidad de Movimiento inicial = Cantidad de movimiento final

La relación entre los ángulos del electrón emitido y el fotón dispersado puede calcularse empleando la física de colisiones. Por conservación del momento y de la energía se tiene que:

$$E = hv_0 \frac{\alpha(1-\cos\phi)}{1+\alpha(1-\cos\phi)} \quad (2)$$

$$hv' = hv_0 \frac{\alpha(1-\cos\phi)}{1+\alpha(1-\cos\phi)} \quad (3)$$

$$ctg\theta = (1 + \alpha)tg\phi/2 \quad (4)$$

Dónde:

hv_0 es la energía del fotón incidente

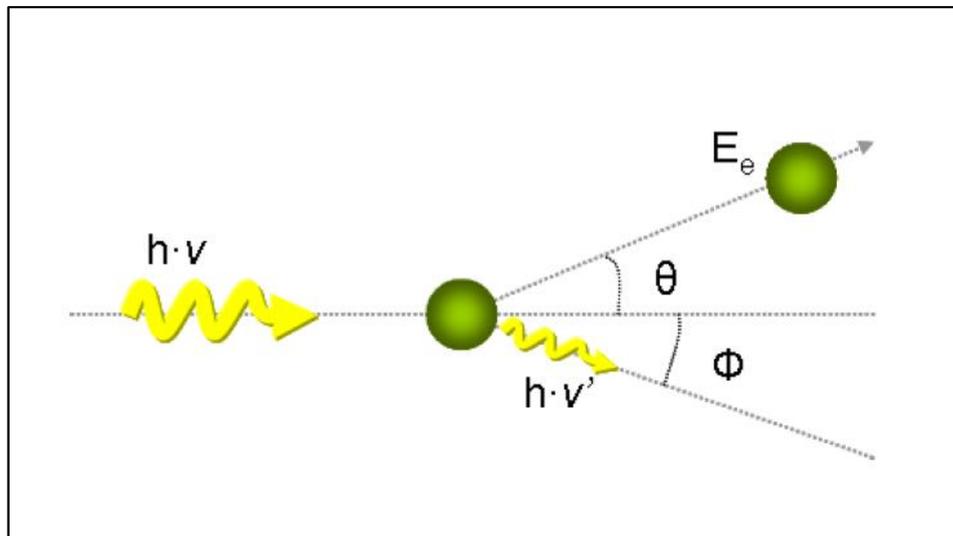
hv' es la energía del fotón dispersado.

E es la energía del electrón.

$\alpha = \frac{hv_0}{m_0c^2}$; Con $m_0c^2 = 0.511MeV$, energía en reposo del electrón.

Entre mayor sea la energía del fotón incidente en comparación con la energía de enlace del electrón, mayor es la probabilidad de que se produzca el efecto Compton, y dado que esta interacción se produce con electrones libres, es independiente del número atómico del material absorbente. (Brosed y Pérez, 2014)

FIGURA N° 2.2 EFECTO COMPTON

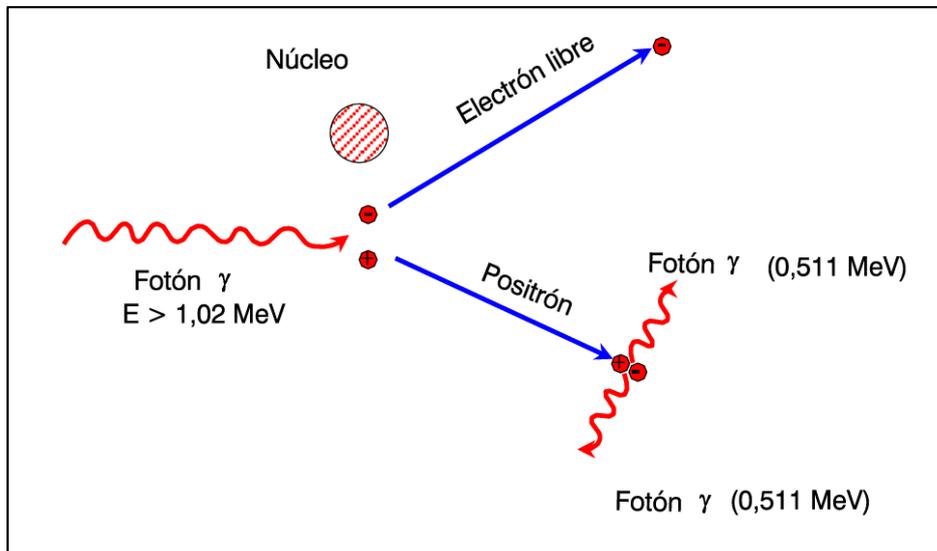


Fuente: PERIS, 2016

- **Producción de pares**

Para que se produzca este efecto, existe un umbral de energía que el fotón debe igualar o sobrepasar. La interacción se da entre el fotón y el campo electromagnético del núcleo atómico; toda la energía del fotón es cedida para la producción de un par electrón-positrón, como se ilustra en la Fig. 2.3. Debido a que la energía en reposo del electrón es de 0.511 MeV, la energía mínima requerida para la producción de pares es 1.02 MeV; si el fotón es más energético, la energía sobrante se reparte en el par creado en forma de energía cinética. (Brosed y Pérez, 2014)

FIGURA N° 2.3 PRODUCCIÓN DE PARES.



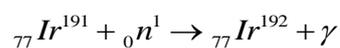
Fuente: PERIS, 2016

2.2.2. Fuente de Ir-192.

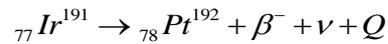
Se desintegra según un esquema complejo con una energía máxima de emisión γ (0,662 MeV) con $T_{1/2}$ de 74,02 días. Permite obtenerse con intensidades específicas muy elevadas, de ahí su gran ventaja para su uso intersticial permitiendo la forma de hilos muy finos o pequeñas fuentes en forma de semilla de “alta tasa” (HDR).

La fuente se produce en un reactor bombardeando Ir-192(estable) con neutrones.

La reacción es escrita como:



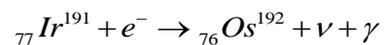
El decaimiento del Ir-192 es principalmente por los rayos betas, posee dos modos posibles de decaimiento en un 95.6 % de las desintegraciones hacia el ${}^{192}\text{Pt}$ (platino) mediante desintegración beta.



Donde ν es el antineutrino y Q es la energía de desintegración por el proceso.

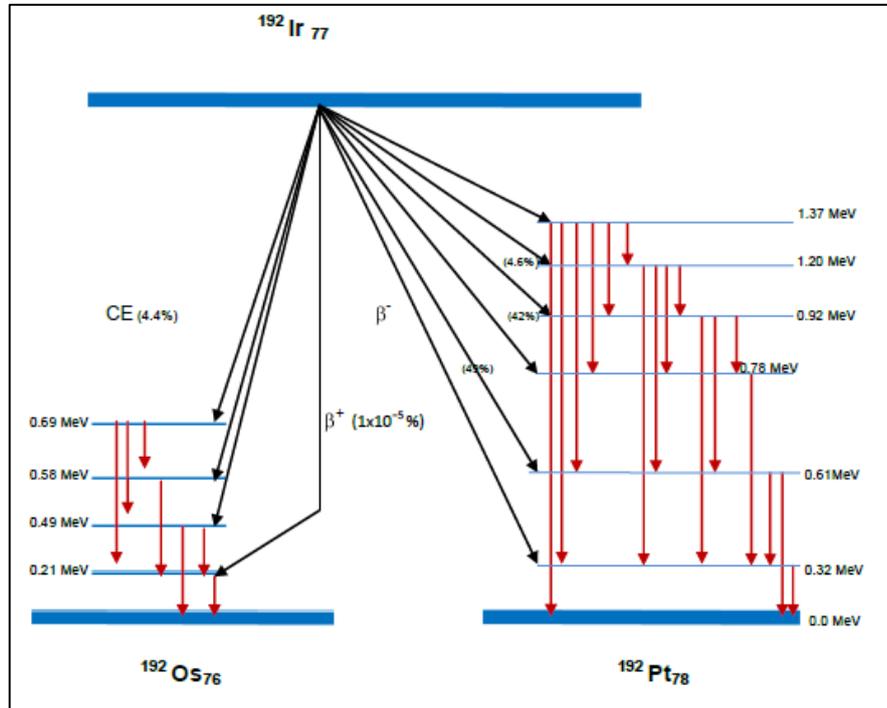
Esta energía es producida por la diferencia de masa entre el núcleo inicial ${}_{77}\text{Ir}^{191}$ y la suma de las masas de los núcleos producto ${}_{78}\text{Pt}^{192}$ y la partícula emitida.

Mientras que en un 4.4% de las ocasiones lo hace hacia el Os^{192} (osmio) mediante captura de electrónica



Posteriormente la emisión gamma proviene de la desexcitación nuclear de los isótopos hijos la cual se utiliza para los tratamientos y tiene un espectro continuo complejo con una energía media de aproximadamente 380 KeV. La constante de tasa de exposición para la semilla de Ir-192 es $4.69(R - cm^2 / mCi - h)$ y la constante de kerma en aire es $4.11(cCy - cm^2 / mCi - h)$. (Peris, 2016)

FIGURA N° 2.4 ESQUEMA DE DECAIMIENTO DEL IR-192



Fuente: SOLARTE, 2010.

- **Caracterización y especificación de una fuente de Iridio-192.**

La actividad de una fuente de braquiterapia puede ser especificada en términos de: tasa de exposición a una distancia específica, masa de radio equivalente, actividad aparente, o intensidad de kerma en aire. La Asociación Americana de Física Medica (AAPM) en 1995 recomienda hacerlo en una sola cantidad o notación para especificar la actividad, es decir en términos de *Intensidad de Kerma en Aire* [S_K]. En la práctica la S_K está determinada de la tasa de exposición medida en aire libre a una distancia de 1 metro de la fuente.

Si esta medido en R/h a una distancia de 1 m, la ecuación viene dada:

$$S_K = 8.76 \times 10^3 X \left(\frac{m^2 \mu Gy}{h} \right) \quad (5)$$

$$S_K = K_{air} \cdot (d_{ref})^2 \quad (6)$$

Dónde:

K_{air} : es la tasa de referencia de kerma en aire, y

d_{ref} : es la distancia de referencia de 1m.

La tasa de kerma es ahora definida como la tasa de kerma en el vacío, esto significa que la medida puede ser corregida por atenuación y dispersión debido al encapsulamiento del material, para ello se debe realizar la determinación a un metro de distancia incluyendo: de las paredes, del techo, del piso y de objetos cercanos.

La intensidad de kerma en aire, está definida como el producto de la tasa de Kerma aire en aire K_{air} por el cuadrado de la distancia entre el punto de calibración y el centro de la fuente en el eje bisector de la misma.

- **Ley de desintegración radiactiva**

La radiactividad se caracteriza por una transformación de un núcleo inestable en una entidad más estable que puede ser inestable y se deteriorará aún más a través de una cadena de decaimientos hasta que se alcanza una configuración nuclear estable. (Palmer et al., 2012)

Si hay N núcleos radiactivos en el instante t , y en la muestra no se genera nuevos núcleos, el número de los que decae por unidad de tiempo es proporcional a N . es decir, si decaen Dn en el tiempo dt : (Shaw y Williard, 1996)

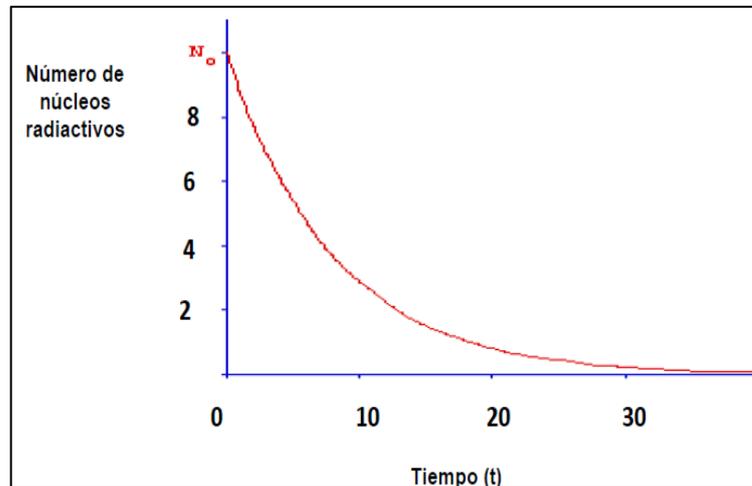
$$\lambda = -\frac{(dN / dt)}{N} \quad (7)$$

Donde λ se llama constante de desintegración y representa la probabilidad de que un átomo se desintegre por unidad de tiempo. El signo negativo indica la disminución en el número de núcleos presentes en un intervalo de tiempo t . Integrando, resulta: (Shaw y Williard, 1996)

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (8)$$

Donde N_0 es el número de núcleos iniciales presentes en un tiempo $t=0$. Esta última expresión es conocida como la ley de la desintegración radiactiva. Nos dice que el número de núcleos radiactivos disminuye de manera exponencial con el tiempo, el ritmo de descenso se ha controlado por la constante de desintegración. La ley se muestra en forma gráfica en la figura N°2.5. (Shaw y Williard, 1996)

FIGURA N° 2.5 LEY DE DECAIMIENTO RADIOACTIVO



Fuente: SOLARTE, 2010.

El tiempo necesario para que se desintegre la mitad de los núcleos viene representado por el periodo de semidesintegración T o simplemente periodo.

Haciendo:

$$N = \frac{N_0}{2} \Rightarrow T = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (9)$$

La vida media, τ es el tiempo medio que sobrevive un núcleo antes de desintegrarse. Puede demostrarse que vale.

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \quad (10)$$

Es más práctico utilizar la actividad (número de desintegraciones por segundo), que es la velocidad a la cual se desintegra una muestra radiactiva

$$A(t) = \lambda N(t) = A_0 e^{-\lambda t}, \quad (11)$$

Donde A es la actividad remanente en el tiempo, y A_0 es la actividad inicial igual λN_0 . La unidad de medida es el becquerelio: $1\text{Bq}=1$ desintegraciones/segundo (dps). Otra unidad muy utilizada es el curie: $1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10}$ (Bq). (Shaw y Williard, 1996)

2.2.3. Especificación y Dosimetría de las Fuentes

Las fuentes usadas en braquiterapia se especifican mediante su actividad o en equivalente en masa de Radio, la definición original del Curie (Ci) como la unidad de actividad fue 1 Ci es la actividad producida por 1 gramo de Ra-226 ($3.7 \times 10^{10} \text{ s}^{-1}$). (Beltrán, 2010)

- **Constante de tasa de Exposición**

Las mediciones de la actividad de las fuentes eran muy imprecisas y presentaban problemas, en particular para fuentes encapsuladas debido a la atenuación y dispersión por el material de encapsulado. Fueron entonces introducidas otras cantidades alternativas para especificar el rendimiento de las fuentes para sustituir el uso de las cantidades como actividad y equivalente en masa de Radio que ya no son usadas, la constante de tasa de exposición Γ_δ es la relación entre:

$$\Gamma_\delta = \frac{d^2}{A} \dot{X}_\delta \text{ mCi} \mu\text{Sv} / \text{h} \quad (12)$$

La unidad de la constante específica de tasa de exposición ($\text{R} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{Ci}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$). Donde \dot{X}_δ es la tasa de exposición para fotones de mayor energía que δ (esta es una apropiada fracción o corte del espectro de energía; esto se refiere a la energía de corte que en el protocolo TG 43 se toma como 5 keV para la evaluación de la tasa

de kerma en el aire) a una distancia “d” de un punto de la fuente de actividad “A”.
(Beltrán,2010)

- **Kerma**

El daño sobre un tejido debido a la radiación, donde se produce dispersión, depende sólo de la energía absorbida en el tejido, localmente. Por ello debe diferenciarse el kerma, que mide la energía transferida, y la dosis, referida a energía absorbida.

Un fotón o un neutrón pueden transferir su energía a una partícula cargada del tejido y éstas luego depositan su energía en el tejido. En ese marco se define como la suma de todas las energías cinéticas iniciales de las partículas cargadas generadas por fotones o neutrones en una región de masa dm. Está definida por la expresión:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad (13)$$

La unidad para el kerma en el Sistema Internacional de Unidades es el Gray (Gy), se define como 1 Gray = 1 julio/kilogramo.

La energía de la radiación indirectamente ionizante es transmitida a la materia mediante dos procesos. Primero, la energía es transferida a las partículas secundarias cargadas a través de varios tipos de interacciones como el efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares y reacciones fotonucleares en el caso de los fotones y captura de neutrones en el caso de los neutrones. Segundo, estas partículas cargadas, pueden transferir su energía al medio a través ionizaciones y excitaciones atómicas, o también pueden interaccionar con núcleos atómicos a través de colisiones radiactivas, también llamadas radiación de frenado

o bremsstrahlung. En el primer caso hablaríamos de kerma de colisión K_{col} , en el segundo caso se habla de kerma de radiación K_{rad} . El kerma por tanto se puede también expresar como: (Solarte,2010)

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (14)$$

- **Energía impartida**

La energía impartida (ε), por la radiación ionizante a la materia contenida en un volumen dado se define como:

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_{in} + \sum \varepsilon_{ou} + \sum Q \quad (15)$$

Unidad: J (Julio), donde:

$\sum \varepsilon_{in}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan entrado al volumen considerado. $\sum \varepsilon_{ou}$, es la suma de las energías, excluyendo energías de masas en reposo, de todas las partículas directa o indirectamente ionizantes que hayan abandonado el volumen considerado. $\sum Q$, es la suma de las energías equivalentes a las masas en reposo generadas o destruidas durante las transformaciones de núcleos y de partículas elementales que hayan ocurrido dentro del volumen considerado.

El signo de Q estará dado según:

$Q = 0$, no hubo cambio de masa en reposo debido a las interacciones ocurridas.

$Q < 0$, cuando ha aumentado la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste ha sufrido una pérdida de energía, que ya no estará disponible para ser impartida.

$Q > 0$, cuando ha disminuido la cantidad de masa en reposo dentro del volumen irradiado. Desde el punto de vista del campo de radiación, éste se ha visto incrementado, habrá energía radiante disponible para ser impartida. (Solarte,2010)

- **Dosis absorbida**

Es el cociente entre $d\varepsilon$ y dm , donde $d\varepsilon$ es la energía impartida media por la radiación ionizante a la materia de masa dm .

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (16)$$

La unidad para la dosis absorbida en el Sistema Internacional de Unidades es igual a la energía entregada por unidad de masa (J/Kg). A esta unidad se le da el nombre de gray (Gy).

La dosis absorbida es una magnitud puntual. Cuando se habla de dosis absorbida en un órgano o tumor nos referimos al valor promedio. (Solarte,2010)

- **Transferencia lineal de energía**

Se define a la transferencia lineal de energía L_A , como el cociente entre De y dl , donde De es la energía perdida por la partícula cargada al atravesar una distancia dl , debido a todas las colisiones con electrones cuya pérdida de energía es menor o igual que Δ . (Solarte,2010)

$$L_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dL} \right)_{\Delta} \quad (17)$$

La unidad de la transferencia lineal de energía viene expresada por (j/m).

- **Distribuciones de Dosis**

La Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM), ha desarrollado un mecanismo para el cálculo de dosis recopilado en el documento de trabajo TG – 43 que define los parámetros a medir y calcular para la obtención de las distribuciones espaciales de la dosis. El método para el cálculo de la dosis en braquiterapia allí descrito sienta las bases para el establecimiento de las dosis en los puntos de interés, la construcción de las curvas de isodosis y la distribución volumétrica de la radiación.

- **Algoritmo de Cálculo de Dosis.**

En 1995 la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) introdujo un formalismo que estableció calcular la distribución de dosis alrededor de una fuente con simetría cilíndrica, y recopiló una base de datos para cada una de las fuentes utilizadas en el mercado de la braquiterapia en ese entonces.

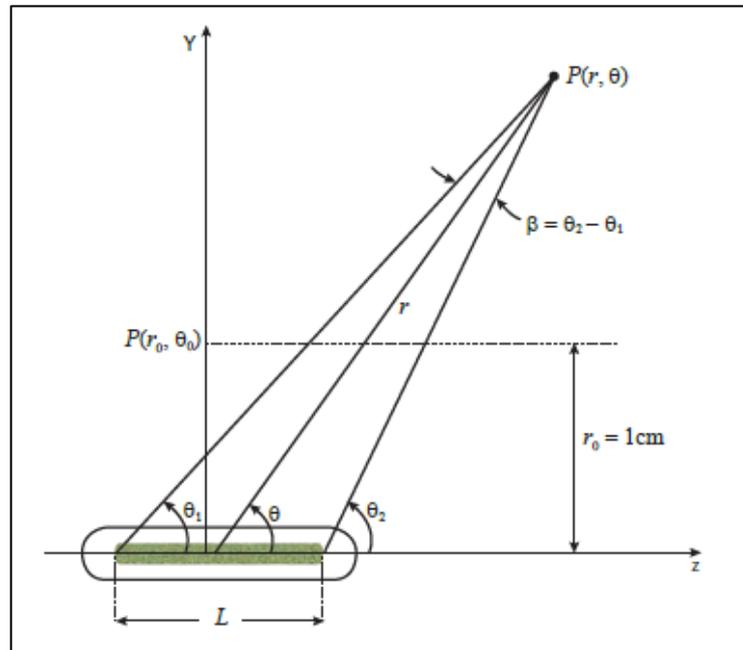
Anteriormente el método para cálculo de dosis usaba la tasa de exposición y factores de atenuación de tejidos. Uno de los problemas fundamentales de este protocolo es que está basado en la fluencia de fotones alrededor de una fuente en espacio libre, y en la práctica clínica no es realidad, pues requiere una distribución de dosis con dispersión en el medio. En este protocolo se consideraron de forma

separada los factores físicos que intervienen para calcular la tasa de dosis en un punto tomando en cuenta la dispersión en el medio. (Soriano, 2016)

- **Cálculo de dosis basado en Formalismo TG – 43**

En 1995 la American Association of Physicists in Medicine (AAPM) introdujo el formalismo de cálculo TG 43 para establecer la distribución de dosis alrededor de fuentes cilíndricamente simétricas, para tales fuentes la distribución de dosis puede ser descrita en términos de un sistema de coordenadas polares con su origen en el centro de la fuente, donde r es la distancia desde el origen al punto de interés P y θ es el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente, como se muestra en la figura N° 2.6. El punto de referencia $P(r_0, \theta_0)$, está en el eje transversal de la fuente $\theta_0 = \pi/2$ y a 1 cm del centro de la fuente, es consistente con la práctica de usar una distancia de 1cm como punto de referencia para la planeación de tratamiento. (Beltrán,2010)

**FIGURA N° 2.6 GEOMETRÍA DE CÁLCULO DE DOSIS EN
BRAQUITERAPIA SEGÚN EL TG-43**



Fuente: BROSED y PÉREZ, 2014.

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

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (18)$$

Dónde:

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

Λ es la constante de tasa de dosis en agua.

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

$g(r)$ es la función radial de dosis.

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

- **La intensidad de kerma en aire S_K**

Es una medida de intensidad de la fuente en braquiterapia, la cual esta especificada en términos de tasa de kerma en aire en un punto a lo largo del eje transversal de la fuente en el espacio libre. Es definida como el producto de tasa de kerma en aire por el cuadrado, de la distancia (d), medida desde el punto calibración hasta el centro de la fuente.

$$S_K = k_{air} d^2 \quad (19)$$

Su unidad es el $cGy \cdot cm^2 \cdot h^{-1}$.

- **La Constante de tasa de Dosis Λ**

Está definida como la tasa de dosis en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal ($\theta_0 = \pi/2$), $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ por unidad de Rendimiento de Kerma en Aire S_K en un simulador de agua:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \quad (20)$$

Su unidad es el $cCy \cdot H^{-1} \cdot U^{-1}$

La constante incluye los efectos de geometría de la fuente, la distribución espacial de la radioactividad dentro de la fuente, efectos del encapsulado, auto filtración dentro de la fuente y dispersión en el agua en los alrededores de la fuente.

(Beltrán, 2010)

*Según el protocolo TG- 43. Representa el sistema de referencia y definición de las coordenadas radiales y rectangulares respecto a la fuente.

- **El Factor Geométrico $G(r, \theta)$**

Tiene en cuenta la variación de la dosis debido a la distribución espacial de la actividad dentro de la fuente, ignorando la absorción de los fotones y la dispersión en la estructura de la fuente, está definida como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int v \left[\frac{\rho(r') dv'}{|r' - r|^2} \right]}{\int v p(r') dv'} \quad (21)$$

Donde $\rho(r')$ representa la función de densidad de la radioactividad en el punto $p(r')=(x',y',z')$ dentro de la fuente y v denota integración sobre el núcleo de la fuente, dv' es un elemento de volumen localizado en el punto r' de la fuente. Cuando la distribución de la radioactividad pueda ser aproximada por una fuente puntual o por una línea de longitud L , entonces $G(r, \theta)$ se reduce a:

$$G_p(r, \theta) = \frac{1}{r^2} ; \quad \text{Aproximación para una fuente puntual} \quad (22)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L r \sin \theta} & \text{Si } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{Si } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (23)$$

; Aproximación para una fuente lineal

$$(24)$$

Donde L es solamente la longitud del material radiactivo (ver figura 7). θ es el ángulo subtendido por el punto de interés $P(r_0, \theta_0)$ y los dos extremos de la fuente activa (solo material radiactivo), el cual está dado en radianes. El ángulo β está dado por $\beta = \theta_2 - \theta_1$.^[16] $G(r, \theta)$ representa la distribución hipotética debido solo a la

distribución espacial de la radioactividad e ignora los efectos de la absorción y dispersión en la fuente en el medio que la rodea. (Beltrán,2010)

- **La Función Radial de Dosis $g(r)$**

La función $g(r)$ tiene en cuenta los efectos de absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente, ésta es definida como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r,\theta_0)\dot{G}(r_0,\theta_0)}{\dot{D}(r_0,\theta_0)\dot{G}(r_0,\theta_0)} \quad (25)$$

La función radial de dosis aplica solo en el eje transversal de la fuente, 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 atenuación y dispersión en el medio a 1 cm. (Beltrán,2010)

- **La Función de Anisotropía $F(r, \theta)$**

Se considera la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente, incluyendo los efectos de absorción y dispersión en agua. (AAPM,1997)

$F(r, \theta)$ está definida como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r,\theta)G(r,\theta_0)}{\dot{D}(r,\theta_0)G(r,\theta)} \quad (26)$$

2.3. Conceptual

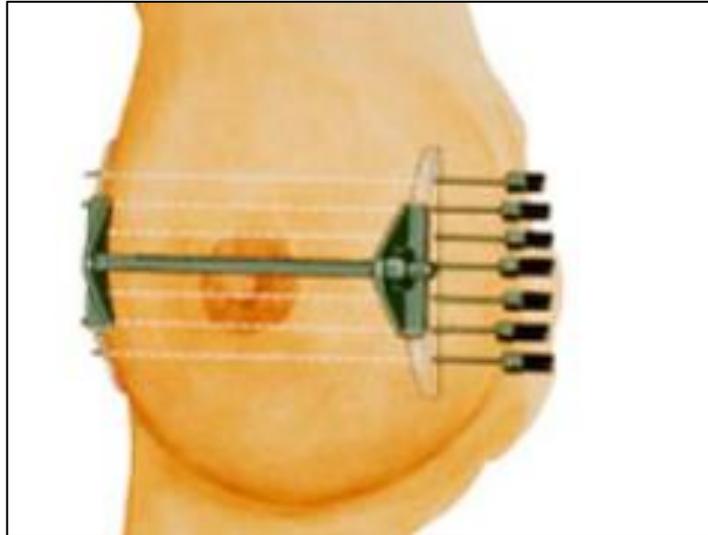
2.3.1 Braquiterapia

La Braquiterapia (BT) consiste en el tratamiento mediante fuentes radiactivas encapsuladas colocadas en los tejidos, ya sea en contacto (BT superficial) en el

interior de cavidades (BT endocavitaria) o insertadas en ellos (BT intersticial). El proyecto se enfocará en este último tratamiento.

La BT se destaca por la rápida caída de dosis alrededor del implante y por lo tanto la menor dosis en el tejido sano circundante; pero con una distribución de dosis no tan homogénea. En general la BT se aplica a volúmenes menores y se utiliza de manera exclusiva o complementaria a la tele terapia. En BT intersticial la fuente se sitúa dentro de guías o aplicadores; estos son de formas muy diversas con objetos de que la disposición final se adapte de manera adecuada a la anatomía y produzca la distribución de dosis perseguida. Se denomina “sistema de carga diferida automática” a la forma en la que se sitúa con aplicadores la fuente en el paciente y se coloca por medio de un sistema mecánico, debido a que la intensidad de la fuente es de alta tasa (HDR, por sus siglas en inglés). Este sistema de carga diferida automática viaja según tiempos y posiciones programadas que se obtiene a partir de una optimización. El procedimiento habitual en la BT intersticial consiste en la colocación de los aplicadores en acto quirúrgico (ver figura 2.7), adquisición de su localización espacial, anatomía, planificación y optimización, finalmente en la transmisión de los datos y tratamiento. (Brosed y Pérez, 2014)

FIGURA 2.7 DIBUJO DE APLICADORES PARA CÁNCER DE MAMA.



Fuente: PERIS, 2016.

2.3.2. La braquiterapia intersticial de mama

ha sido definido por los oncólogos como un nuevo esquema de irradiación más cómodos y más fácil de integrar con la radioterapia.

Es ideal el tratamiento en pacientes donde las recidivas locales se producen casi exclusivamente en la vecindad del lecho tumoral y así limitar el número de fracciones de tratamiento, con esta técnica de la braquiterapia intersticial se irradia solo el cuadrante afecto al lecho tumoral. Esta irradiación de una parte del volumen mamario se puede realizar en una única sesión o en varias sesiones administradas con varias técnicas. (Rovirosa A, et al. 2017.)

Para el tratamiento del lecho tumoral, es necesario localizar mediante pruebas de imagen tipo mamografía, ecografía o resonancia magnética, bien con marcas metálicas que deja el cirujano durante el acto quirúrgico. Esta marca sirve para la

colocación precisa de catéteres en el momento de la intervención y los catéteres puestos sirven como guía para la irradiación. Así mismo consiste en irradiar un volumen menor y el resto de la mama para a ser un órgano crítico, considerando este resto de la mama que reciba la mínima dosis posible. (Rovirosa A. et al. 2017.)

La siguiente tabla muestra los criterios a considerar para una posible candidata al tratamiento de braquiterapia intersticial.

TABLA N° 2.1. INDICACIONES DE LA IRRADIACION PARCIAL DE MAMA.

Factores	Criterios grupo «apropiado», ASTRO	Criterios grupo «bajo riesgo», GEC-ESTRO
Edad	≥ 60 años	>50 años
Tamaño tumoral	≤ 2 cm	< 3 cm
Estadio T	T1	T1 o T2
Márgenes	Negativos (≥ 2 mm)	Negativos (≥ 2 mm)
Grado	Cualquiera	Cualquiera
Invasión linfovascular	No	No
Receptores estrogénicos	Positivos	Cualquiera
Multicentricidad	Solo unicéntricos	Solo unicéntricos
Multifocalidad	Unifocal, con tamaño total ≥ 2 cm	Unifocal
Histología	Ductal infiltrante, mucinoso, tubular y coloide	Ductal infiltrante, mucinoso, medular y coloide

Carcinoma intraductal puro	No permitido	No permitido
Carcinoma intraductal extenso.	No permitido	No permitido
Carcinoma lobulillar in situ asociado.	Permitido	Permitido
Estadio	pN0	pN0
Neoadyuvante	No permitido	No permitido

Fuente: ROVIROSA A, et al. 2017.

2.4.1 Fuente utilizada en braquiterapia

La fuente de radiación para el uso en braquiterapia ha sido, muy diversas, evolucionando en el tiempo por la mejora de condiciones de protección radiológica, actividad específica y optimización del implante. La fuente de uso más extendido en implantaciones intersticiales en la actualidad es el Ir-192 gracias a sus rayos γ de gran energía, también por su alta actividad específica (9.2 Ci/gr). El propósito de este proyecto recae el interés en este isótopo. (Solarte,2010)

2.4.2 Calibración de la fuente de Ir- 192 usadas en braquiterapia

El Tecdoc-1274, describe los métodos de calibración para fuentes de braquiterapia, Es una estandarización que brinda los pasos para determinar la actividad en términos de intensidad de kerma en aire de la fuente utilizada en braquiterapia, así como la descripción de los aparatos de medición de la misma. El Kerma en aire viene determinado por: (IAEA,2014)

$$S_K = M_u * K_{tp} * N_K * K_e * P_{ion} \quad (27)$$

En donde:

M_u = Es la medida colectada durante un tiempo

K_{tp} = Es la corrección por presión y temperatura

N_K = Es el factor de calibración de la cámara de pozo

K_e = Es el factor de calibración del electrómetro.

P_{ion} = Es el factor por pérdida de recombinación de iones en la cámara. Que puede ser obtenido por la técnica de 2 voltajes.

$$P_{ion} = \left(\frac{4}{3} - \frac{M_u^{100\%}}{3 * M_u^{50\%}} \right)^{-1} \quad (28)$$

- **Eficiencia y sensibilidad del detector**

Por la baja intensidad de la fuente de Iridio se requiere que el detector sea con una mayor sensibilidad para ello se requiere que tenga suficiente volumen para su mejor eficiencia, por lo tanto, para que la cámara de pozo determine la dosis absorbida es necesario que colecte toda la carga liberada (Q) por la radiación dentro de su cavidad y como se puede calcular la masa de aire dentro de la cámara, entonces se puede calcular la exposición, que viene dada por:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (29)$$

Donde Dq es el valor absoluto de la carga total de los iones producidos por la interacción de los fotones y el aire dentro de la cámara, tomando en cuenta que son

detenidos en un volumen dm de masa de aire. La fluencia de energía es captada por las paredes de la cámara que contienen los electrodos: el electrodo central está separado por un potente aislante para reducir la corriente de fuga cuando el voltaje de polarización es aplicado a la cámara, el electrodo de guarda intercepta la corriente de fuga y permite al flujo de energía conectar a tierra, bordeando por un lado al electrodo colector.

Por ser una cámara abierta la medida obtenida necesita ser corregida por temperatura y presión que compensa la expansión del gas que incrementa por la alta temperatura de la radiación.

- **Corrección de las Condiciones Ambientales K_{TP} .**

El factor de calibración asignado por un laboratorio de calibración a una cámara de ionización se basa en la masa de gas presente en su volumen. Esta masa varía con la temperatura y la presión cuando la cámara está abierta a la atmósfera. Por lo tanto, la corrección de la cantidad de carga colectada en la cámara de ionización debe realizarse a la presión P_{ref} (101.3 kPa) y temperatura T_{ref} (22°C) de referencia.

La corrección requerida para la temperatura y presión reales queda expresada por la expresión: (Carrasco, 2017)

$$K_{TP} = \left(\frac{273.5 + T}{273.5 + T_0} \right) \times \frac{P_0}{P} \quad (30)$$

Dónde:

P_0 y T_0 : son la presión y temperatura de calibración inicial, respectivamente.

P y T : son la presión y temperatura del ambiente al momento de la calibración.

2.4.3 Sistema de medición de la radiación ionizante

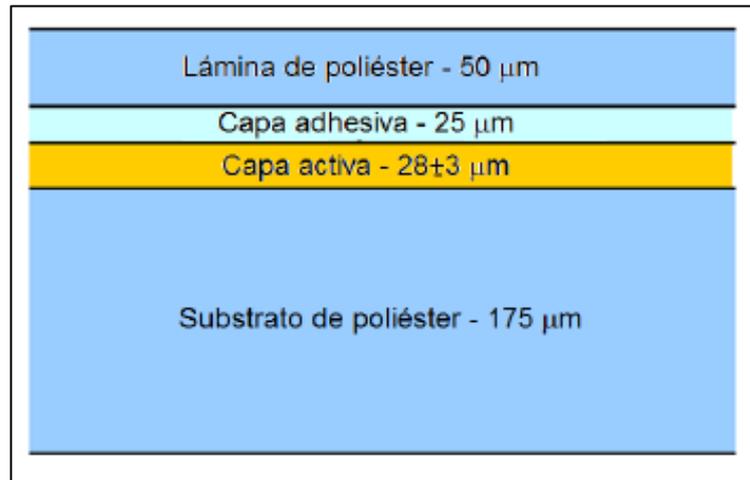
- **Película Radiocrómica**

Las películas radiocrómicas han sido utilizadas para fines dosimétricos desde 1960, especialmente para medida de dosis en haces de electrones. Con el avance de la tecnología actualmente se ha hecho posibles mejores ventajas de la dosimetría con películas radiocrómicas, estas son: composición cercana al tejido equivalente, alta resolución espacial, alto rango de dosis, relativamente baja dependencia energética, insensible a la luz visible (aunque exhiben algo de sensibilidad a la luz ultravioleta y temperatura) y sin necesidad de proceso químico.

La película radiocrómica que se utilizó en este trabajo es la Gafchromic EBT2, esta película está compuesta de dos láminas de poliéster que cubre la capa activa y la capa adhesiva (ver Figura N° 2.8). Las láminas de poliéster ayudan a proteger la capa activa del daño mecánico que puedan sufrir las películas en el cortado o en su manipulación, así mismo permite sumergirlas en agua por algunas horas (a costo de una penetración de agua de 1 a 2 mm de los bordes) y la capa que contiene la componente activa es la que se polimeriza de forma parcial cambiando de transmitancia (volviéndose más oscura a la luz visible). Después de que la película se haya expuesto a la radiación, esta se volverá más opaca mientras conforme aumente la dosis recibida. (Mayers, 2011)

FIGURA N° 2.8 CORTE TRANSVERSAL DE UNA PELÍCULA

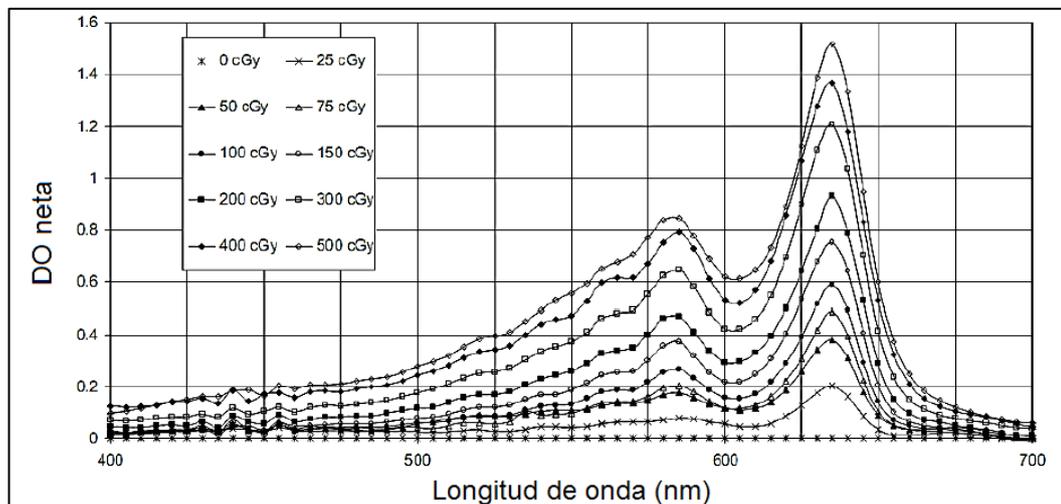
RADIOCRÓMICA EBT2



Fuente: SORIANO VENTURA, 2016

La transmisión de luz a través de la película puede ser medida con sistema de escaneo densitométrico, como por ejemplo el escáner. Aquí es donde termina el proceso dosimétrico. Para la elección del escáner, se debe evaluar el espectro de este, de tal manera que este tenga una respuesta espectral relacionada con la absorbancia de la película. En la Figura 2.9 se ve el espectro de absorbancia de la componente activa de la Gafchromic EBT2 que tiene un pico máximo en 636 nm en el canal rojo (más sensible que el resto de canales), de 585 nm en el canal verde y de 420 nm en el canal azul. (Adrada, 2011)

FIGURA N° 2.9 ESPECTRO DE ABSORCIÓN DE LA EBT2

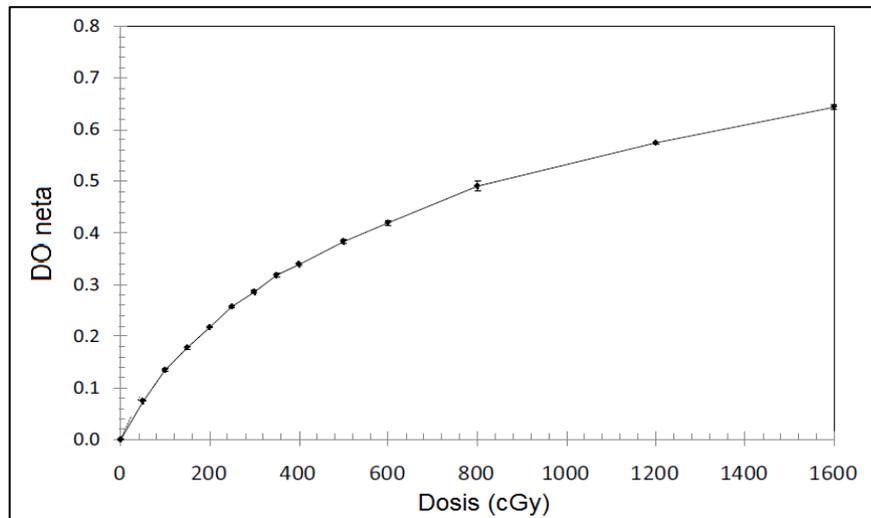


Fuente: SORIANO VENTURA, 2016

Así mismo, las películas radiocrómicas deben ser calibradas antes que puedan ser usadas para la dosimetría. Para eso se debe hallar una curva de calibración (o sensitométrica) de densidad óptica (DO) versus dosis, que describe la respuesta de la película como función de la dosis. Esta curva se obtiene irradiando con un rango de dosis conocida, de preferencia en la región de interés. Para posteriormente medir el cambio de DO de la película.

La relación DO versus dosis idealmente debería ser lineal, pero generalmente no lo es y para solucionar esto, se puede aplicar métodos con ajustes polinómicos o desarrollar modelos empíricos con coeficientes variables. Un ejemplo de la curva de calibración de la película Gafchromic EBT2 se muestra en la Figura 2.10. (ICRP, 20015 y Mayers, 2011)

FIGURA N° 2.10 CURVA DE CALIBRACIÓN DE LA EBT2



Fuente: MAYERS, S, 2011

- **Cámara de Ionización tipo pozo.**

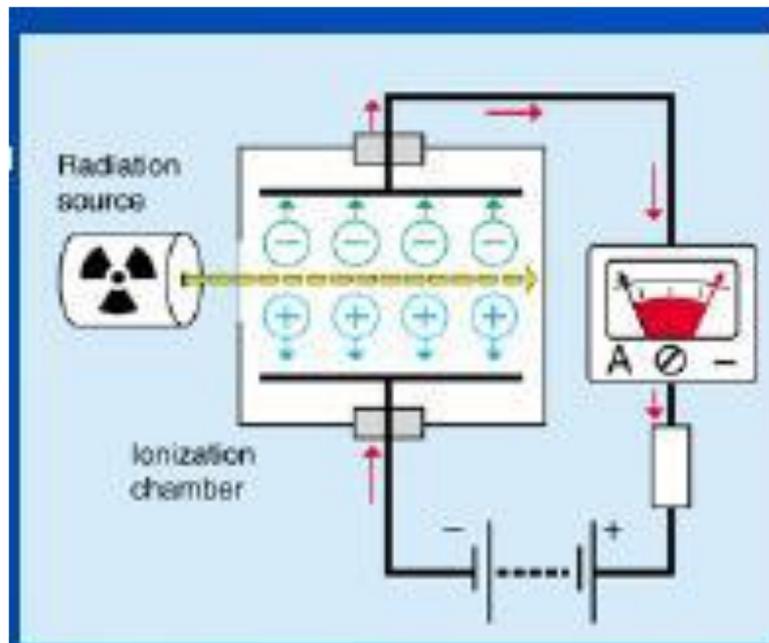
La cámara de pozo es un dispositivo lleno de un gas presurizado en el cual se introduce una sustancia radiactiva para medir su actividad de forma directa, además puede medir de forma indirecta otras propiedades que pertenezcan a la misma fuente como, por ejemplo: exposición, kerma, dosis absorbida o dosis equivalente y otras cantidades relativas relacionadas a la radiación ionizante. El pozo está constituido por un espacio axial en donde se introduce la fuente radiactiva.

Espectro de la película radicromica Gafchromic ebt2 cuando se irradia en el rango de (0 – 500) cG.

La curva de calibración corresponde a la DO vs dosis de una película radiocrómica ebt2.

La cámara de ionización está sellada, generalmente bajo presión y cuenta con dos electrodos cilíndricos coaxiales, entre los que se mantiene una diferencia de voltaje proveniente de una fuente apropiada. El electrómetro asociado a la cámara convierte la corriente de ionización en una señal de voltaje, la cual se amplifica, procesa y despliega en forma digital, y se expresa en unidades de actividad: Becquerel (Bq) o Curie (Ci). Alrededor de los electrodos colectores se encuentra un gas presurizado que es altamente aislante y está rodeado de un blindaje de plomo que reduce la interacción de la radiación secundaria o ambiental y protege al personal de los peligros que implican las radiaciones. está rodeado de un blindaje de plomo que reduce la interacción de la radiación secundaria o ambiental y protege al personal de los peligros que implican las radiaciones. (Soriano, 2016)

FIGURA N° 2.11 ESQUEMA INTERNO DE LA CÁMARA DE POZO



Fuente: SORIANO VENTURA, 2016

Donde el voltaje aplicado hace interactuar los electrones desprendiendo fotones de los electrodos, haciendo que estas grandes energías generen altas temperaturas y es por eso que es necesario el gas aislante dentro de la cámara.

Es deseable que la cámara de ionización mantenga ciertas propiedades tales como: precisión, exactitud, linealidad, dependencia de tasa de dosis, respuesta energética, dependencia direccional, y resolución espacial. Entre los beneficios que debe poseer la cámara de pozo, se tiene como ejemplo encontrar con exactitud la dosis absorbida en agua en un punto específico para una distribución espacial, así como la posibilidad de derivar la dosis de un órgano de interés en el paciente.

- **Fantoma de agua**

Un fantoma de agua o cuba de agua es ideal para la medición dosimétrica. El agua es uno de los principales constituyentes del tejido humano y su número efectivo ($Z_{eff}=7,51$), así como su densidad ($\rho =1g/cm^3$), tiene valores cercanos al tejido humano. Por todo esto es considerado equivalente al tejido, y muchos procedimientos dosimétricos se llevan a cabo en fantoma de agua. Con dimensiones de al menos $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$, como se observa en la figura la parte superior es abierta, y que se llena de agua. Para fijar la cámara de ionización dentro de la cuba es de modo manual.

FIGURA N° 2.12 FANTOMA DE AGUA



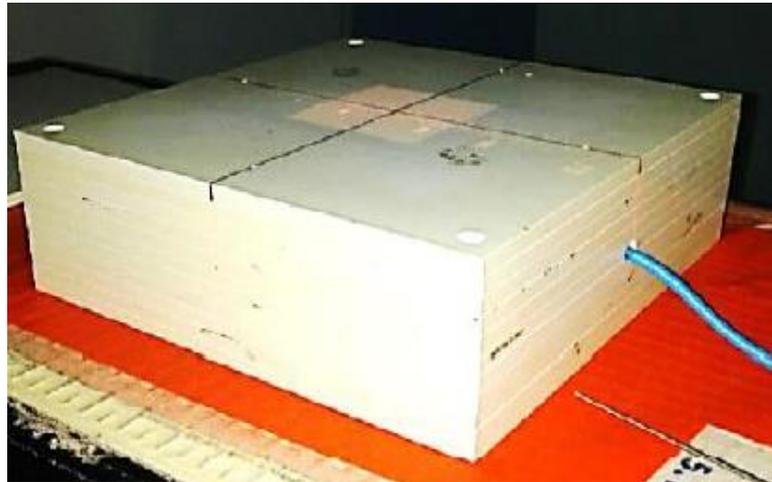
Fuente: Equipo de la clínica San Pablo

- **Fantoma de agua solida RW3.**

Este fantoma consiste en bloques de materiales que imitan al agua en términos de densidad de masa, densidad electrónica y número atómico efectivo, está constituido de agua solida Euromechanics RW3 (cuya área superficial de cada “slab” (bloque) es de $30 \times 30 \text{ cm}^2$, espesor de 10 mm y densidad másica de $1,045 \text{ g/cm}^3$), el uso de este fantoma es para hacer medidas de dosis, para ello se colocara la cámara de ionización en el adaptador que tiene el fantoma.

FIGURA N° 2.13 FANTOMA DE AGUA SOLIDA

EUROMECHANICS RW3.

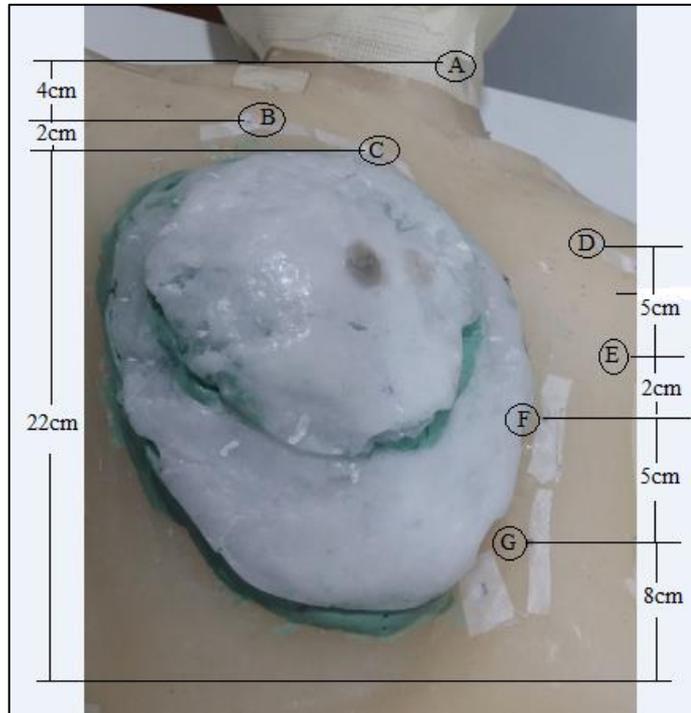


Fuente: Material de la clínica san pablo.

- **Maniquí para medida de la dosis en la mama y en zonas periférica**

Un maniquí es una estructura que contiene uno o más sustitutos de tejido del cuerpo y que se utiliza para simular la interacción de la radiación con el cuerpo. Los maniquís para dosimetría pueden ser antropomórficos o de geometría simple. Ambos simulan las propiedades dosimétricas del tejido humano (atenuación y dispersión). Sin embargo, los antropomórficos imitan el contorno externo y/o interno de los tejidos humanos y los de geometría simple son circulares, cuadrados o rectangulares. El maniquí que se utilizó es un antropomórfico, el cual está hecho de parafina con densidad de 0.9 g/cm^3 . Las dimensiones del maniquí se muestran en la Figura 14, así como las distancias a los puntos a medir la dosis periférica.

FIGURA 2.14 DISEÑO DEL MANIQUÍ DE MAMA



Fuente: Elaborado por el autor de este proyecto.

2.5 Definiciones de términos básicos

1. Dosimetría: La dosimetría de la radiación es el cálculo de la dosis absorbida en tejidos y materia como resultado de la exposición a la radiación ionizante, tanto de manera directa como indirecta. La dosis en la materia se reporta en grays (Gy), cuando hablamos de dosis absorbida, y de sievert (Sv) cuando se habla de dosis equivalente (en tejido biológico), donde 1 Gy o 1 Sv es igual a 1 joule por kg. Todavía no es prevaeciente el uso de las unidades del sistema internacional (SI) por lo que aún se reportan medidas de dosis absorbida en rads y la dosis equivalente en rems. Por definición, $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$ y $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rems}$.
2. Dosímetro: Un dosímetro es un instrumento de medición de dosis absorbida (como también de dosis equivalente) en un contexto de protección radiológica.
3. Fuente puntual: Emite energía en todas las direcciones con igual intensidad, no privilegia ninguna región del espacio y distribuye la energía en forma de frentes de onda esféricos.
4. Atenuación: Reducción en la intensidad de radiación como resultado de los fenómenos de absorción y dispersión.
5. Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM): Es una organización científica y profesional, fundada en 1958, compuesta por más de 8000 científicos cuya práctica clínica está dedicada a garantizar la precisión, la seguridad y la calidad en el uso de la radiación en procedimientos médicos, como la obtención de imágenes médicas y la radioterapia.

6. Radioterapia: Es un tratamiento del cáncer que usa altas dosis de radiación para destruir células cancerosas y reducir tumores. La radioterapia está clasificada en dos tipos que son; de haz externo que procede de una máquina que enfoca la radiación al tumor, también llamada teleterapia y la otra clasificación es la radioterapia interna, es un tratamiento en el que la fuente de radiación se pone dentro del cuerpo y es también es conocida como braquiterapia.

7. Algoritmo: Conjunto prescrito de instrucciones o reglas bien definidas, ordenadas y finitas que permite realizar una actividad o hallar la solución a un problema mediante pasos sucesivos.

8. Gafchromic EBT-2: Es una película patentada de dosimetría de autodesarrollo, segura para la luz de la habitación, sensible a la radiación. Gafchromic no requiere cuarto oscuro ni productos químicos para el desarrollo, y está especialmente recubierto en una base de poliéster para un manejo conveniente dentro de aplicaciones en radioterapia.

9. Planificación de tratamiento: Es el proceso de introducción en un sistema de cálculo (ordenador) de los datos del paciente y de los campos de irradiación, junto con el consiguiente proceso de cálculo de la distribución de dosis que se obtendría si se irradiase con dicha configuración de haces y el posterior proceso de optimización.

10. CT: Por sus siglas en inglés (tomography computerized), Se refiere a un procedimiento computarizado de imágenes por rayos X en el que se proyecta un haz angosto de rayos X a un paciente y se gira rápidamente alrededor del cuerpo,

produciendo señales que son procesadas por la computadora de la máquina para generar imágenes transversales o “cortes” del cuerpo.

11. Calibración: Operación que tiene por objeto establecer la graduación de un dispositivo de medida. Dicha graduación se establece mediante comparación con un estándar o patrón.

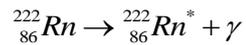
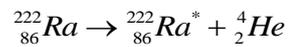
12. Control de calidad: Forma parte de la garantía de calidad. Conjunto de operaciones (programación, coordinación, aplicación) destinadas a mantener o mejorar la calidad. Comprende la vigilancia, la evaluación y el mantenimiento que pueden ser definidas, medidas y controladas.

13. Implante: Son como pequeñas semillas de acero que contienen material radioactivo. Las cápsulas son del tamaño de un grano de arroz aproximadamente, y liberan la mayor parte de la radioterapia alrededor del área del implante.

14. Resolución espacial: Es la capacidad del sistema para discriminar los objetos más pequeños de la imagen, se refiere a la finura de detalles de una imagen; cuanto mayor es el área representada por cada pixel en una imagen digital mayores son los detalles que pueden ser captados y mayor es la resolución espacial. Existen diversos factores que pueden influir en la resolución espacial, además del poder resolutivo del sensor está también las condiciones ambientales en la cual ha sido tomada la imagen.

15. Des excitación nuclear: En este tipo de desexcitaciones lo que se encuentra excitado es el núcleo, y cae al estado fundamental emitiendo este excedente de

energía en forma de rayos gamma. Por ejemplo es el caso del radón (Rn) al proceder del radio.



16. Dosis: Medida de la radiación recibida o absorbida por un blanco. Según el contexto, se utilizan las magnitudes denominadas dosis absorbida, dosis a un órgano, dosis equivalente, dosis efectiva, etc. Los términos modificativos se suelen omitir cuando no son necesarios para precisar la magnitud de interés.

17. Fuente: Cualquier elemento que pueda causar exposición a la radiación, bien emitiendo radiación ionizante o liberando sustancias o materias radiactivas.

18. Maniquí: Objeto de prueba utilizado para simular las características de absorción y dispersión del cuerpo del paciente con el propósito de medición de radiaciones o de evaluación de la calidad de la imagen.

19. Fantoma: Es una estructura que contiene uno o más sustitutos de tejido del cuerpo y que se utiliza para simular la interacción de la radiación con el cuerpo, modelando las propiedades de absorción y dispersión del paciente en general. Los fantomas para dosimetría pueden ser antropomórficos o de geometría simple.

20. Dosis absorbida: es una magnitud utilizada en Radiología y Protección radiológica, para medir la cantidad de radiación ionizante recibida por un material, un tejido o un ser vivo. La dosis absorbida mide la energía depositada en un medio

por unidad de masa. La unidad en el Sistema Internacional (SI) es el joule/kilogramo (J/kg), que recibe el nombre de gray (Gy).

21. Densidad Óptica (DO): para cuantificar de manera objetiva el oscurecimiento de una película radiográfica, se desarrolló el concepto de densidad óptica (OD) y se define como:

$$DO = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right)$$

Donde I_0 es la intensidad medida por un densitómetro en ausencia de la película, y I es la intensidad transmitida a través de la película.

22. Cálculo de Dosis: En 1995, la AAPM recomendó un nuevo protocolo de dosimetría para el cálculo de dosis en braquiterapia intersticial. El formalismo en la forma modular permite el cálculo de dosis en dos dimensiones alrededor de fuentes cilíndricamente simétricas como por ejemplo el Ir-192. Con la recomendación del nuevo formalismo de cálculo de dosis, existen nuevas cantidades físicas como: la intensidad de kerma en aire, la función de dosis radial, la función de anisotropía, el factor geométrico y la tasa de dosis.

23. Neoadyuvante: Tratamiento antes que se administra del tratamiento principal.

24. Invasión Linfovascular: Se define como la presencia de células cancerosas en un espacio con revestimiento endotelial definido.

25. Estrogénico. Hormonas femeninas.

26. Carcinoma: es un cáncer que comienza en las células que cubren el interior o exterior de un órgano del cuerpo.

III. HIPÓTESIS Y VARIABLES

3.1. Hipótesis

3.1.1. Hipótesis General

El uso de películas radiocrómicas y sistema de planificación permitirán medir la dosis en el interior de un maniquí de mama y en la periferia para braquiterapia intersticial.

3.1.2. Hipótesis Específicas

- El uso del programa de control de calidad permite determinar la actividad de la fuente de Ir-192.
- Es posible medir la dosis con un tipo de detector especial para la toma de datos dosimétrico.
- La alta resolución espacial del detector de radiación me arrojará un óptimo resultado en la medida de dosis.

3.2. Definición conceptual de Variables.

En el desarrollo de la tesis se reconoce 2 tipos de variable dependiente e independiente.

Variable dependiente

La dosis absorbida: es una magnitud utilizada en radiología y protección radiológica, para medir la cantidad de radiación ionizante recibida por un material y más específicamente por un tejido o un ser vivo.

Variable independiente

Braquiterapia intersticial: Es una técnica donde se introducen dispositivos que contiene material radiactivo de manera directa en los tejidos del cuerpo.

3.2.1. Operacionalización de variables:

Variable I	Dimensiones	Indicadores
Dosis absorbida	Cálculo de dosis absorbida en el planificador e Medición de la dosis absorbida en películas radiocrómicas.	Cantidades de μGy Cantidades de μGy
Variable II Braquiterapia intersticial	Simulación del tratamiento al maniquí con dosímetros en distintos puntos.	Intensidad de películas expuestas.

IV. DISEÑO METODOLÓGICO

4.1. Tipo y diseño de investigación

La presente investigación es de tipo aplicada debido a que el objeto de estudio es de tipo experimental. Para la medida de dosis absorbida se implementará un maniquí de mama que simule el tratamiento de braquiterapia intersticial, esta innovación constituirá algo práctico en la entrega de soluciones. Además, esta investigación usa el método inductivo y deductivo, los cuales son parte fundamental en la aplicación del método científico. El diseño de la investigación del presente trabajo es de tipo cuasi-experimental debido a que no existe selección aleatoria del objeto de estudio.

4.2. Método de investigación

En esta sección detallaremos los procedimientos de caracterización, calibración de la película radiocrómica y el control de calidad del equipamiento dosimétrico que se utilizó para desarrollar este trabajo. Asimismo, el montaje experimental que se realizó al irradiar el maniquí de mama, como también el uso del sistema de planificación al momento de calcular la dosis. Además, en la presente investigación cuantitativa se va a comprobar la hipótesis usando películas radiocrómicas EBT2 insertadas en el maniquí y puestas en zonas periféricas con posible exposición a los órganos radiosensibles.

4.2.1. Caracterización y calibración de las Películas Radiocrómicas (PRC).

Linealidad:

Una de las pruebas para la caracterización de las películas es la respuesta lineal a bajas dosis, por lo que se utilizó; fotones con energía de 6MeV para irradiar las películas en un rango de 5–100 cGy para una distancia fuente superficie (DFS) de 95 cm y profundidad de 5 cm.

Otras pruebas que se realizan en la caracterización de las películas son la dependencia energética y dependencia con la tasa de dosis, debido a que nuestro trabajo se realiza en el área de Braquiterapia, por tal razón no se requirió necesaria realizar dichas pruebas.

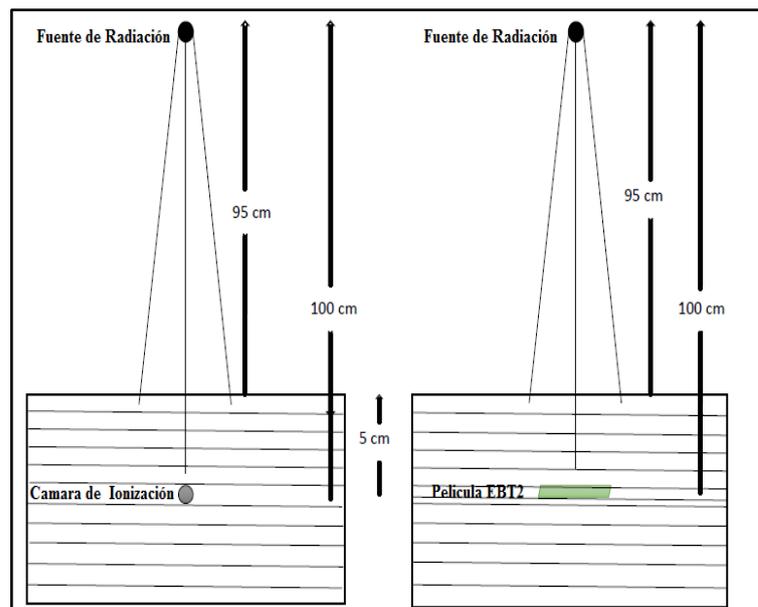
- **Calibración de las películas radiocrómicas**

Las piezas de las películas fueron irradiadas a diferentes niveles de dosis absorbida, para ello se utilizó el acelerador lineal Varian Clinac 2100C/D (de la Clínica San Pablo) a una energía de 6 MV. Los parámetros para la irradiación fueron: un campo de exposición de 10 x 10 cm², material dispersor de 5 cm de espesor (acrílico), DFS de 100 cm y a una distancia fuente detector de 95 cm. Primero se verifico la dosis absorbida con una cámara de ionización PTW semiflex TN31003, para posteriormente colocar las películas en la misma posición (ver Figura N° 4.1).

El rango de dosis cubierto fue de (0 – 96.2) cGy, para asegurar la precisión en la calibración de la película a bajas dosis (así como en el trabajo hecho por Fricker K.^[11] en donde hace calibración de películas con un rango de dosis de (0 – 166)

cGy). Teniendo un total de 10 puntos; se tomaron esta cantidad de puntos para reducir la incertidumbre. (Bouchard, 2009)

FIGURA N° 4.1 GEOMETRÍA PARA CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.



Fuente: Elaboración propia

4.2.2. Determinación de la intensidad de Kerma en aire del Ir-192.

Para realizar correctamente las mediciones y calcular las dosis en el TPS, primero se determinó la actividad de la fuente para su verificación posterior con el TPS. Para dicho control se hizo uso de la cámara de ionización tipo pozo, el holder y el electrómetro.

- **Posicionamiento de la cámara pozo.**

El correcto posicionamiento de una cámara de ionización es importante en la dosimetría de equipos de Braquiterapia de alta tasa de dosis y sus respectivos controles de calidad.

Se posiciona la cámara pozo a 1m del piso y de las paredes, observando el punto de referencia de la cámara e introducimos el holder apropiado en su interior. El catéter que conecta la cámara de ionización (mediante el holder) al irradiador no tiene que quedar ni muy estirado ni muy curvado.

- **Pruebas de corriente de fuga.**

Se realizó una rápida prueba de fuga, programando una irradiación de 1 minuto y se registró la lectura obtenida en el modo de carga. Después de 5 minutos se registra nuevamente una nueva lectura, por lo que, el valor de la corriente de fuga fue el valor de la substracción de las dos lecturas, dividido entre el tiempo de realización entre ellas.

- **Determinación de la posición de lectura máxima de la cámara pozo.**

Para determinar la posición de lectura máxima de la cámara de ionización, programamos posiciones de parada de la fuente contando a partir del fondo de la cámara (extremo del catéter) hasta una posición que sea mayor que la profundidad de la cámara en pasos de 0.25 cm. Identificamos la posición de máxima lectura de la cámara pozo, utilizando el electrómetro en modo de corriente.

- **Calibración de la fuente.**

Para determinar la tasa de dosis se calibró anteriormente la fuente, por lo que se colocó la fuente en posición de lectura máxima de la cámara pozo con un tiempo de parada de 30 segundos. Utilizando el electrómetro en modo de corriente, se registran cinco lecturas a una tensión de colección de +400 y +200 V. También se registran dos lecturas de temperatura y presión.

FIGURA N° 4.2 DETERMINACIÓN DE LA ACTIVIDAD DE LA FUENTE



Fuente: Equipos de la clínica san Pablo

Después de irradiar las películas con los parámetros ya descritos. Cada pieza de la película irradiada se almacenó en un sobre a temperatura menor de 25°C, después de dos días consiguiendo la estabilidad relativa las películas se escanearon. Se realizó el calentamiento del escáner cinco veces antes de escanear las películas, las

piezas de la película se colocaron en la orientación Landscape y se escanearon en un grupo de cuatro piezas guardando las imágenes en formato Tiff.

Para el análisis de las imágenes escaneadas se utilizó el software ImageJ, con el que se midió la intensidad de los píxeles en el ROI seleccionado posicionado en el centro de la película extrayendo la información del canal rojo. El valor de intensidad de transmisión de luz cero (*VP* fondo), el cual caracteriza la señal de fondo del escáner, fue medido con una pieza opaca de la película en la misma posición de ROI donde fueron escaneadas las películas no irradiadas e irradiadas.

Para establecer una relación entre la densidad óptica de la película escaneada y el valor de la dosis asociado a este, se escoge una función de ajuste teniendo en cuenta que no debe tener ningún punto de inflexión en el ROI. (Adrada, 2011)

4.2.3. Proceso para uso de películas Radiocrómicas

Procesamiento de imagen

Las dimensiones de la película radiocrómica EBT2 es de $25.4 \times 20.32 \text{ cm}^2$. De las películas radiocrómicas EBT2 se cortaron piezas de $2.5 \times 2.5 \text{ cm}^2$, éstas se marcaron en la parte superior derecha de la película para no perder la orientación de esta (ya que la respuesta de barrido de la película radiocrómica EBT2 es sensible a la orientación de la película en el escáner. (Paelinck et al., 2007)). El proceso de cortado se realizó un día antes de la irradiación de las películas, para que estas se puedan recuperar del estrés mecánico ocasionado. Las piezas de las películas EBT2

fueron almacenadas en un sobre separadas unas de otras para evitar las ralladuras entre ellas.

Procedimiento de escaneo

El área que se utilizó para analizar las piezas de películas fue un ROI (región de interés) de $1 \times 1 \text{ cm}^2$. Este tamaño de ROI fue encontrado razonable con el fin de obtener resultados óptimos durante la caracterización de las películas.^[4] Esta área se seleccionó en el centro alejado por lo menos 3 mm fuera del borde de la película para evitar efectos de borde. Se escanearon las películas siguiendo el protocolo dado por (Devic et al., 2005), para ello se escanearon las piezas de películas 5 veces antes de irradiarlas y después de irradiarlas. Así se obtiene la lectura de transmisión del escáner como las desviaciones estándar, estos valores fueron determinados para cada pieza de película como un valor de pixel promedio sobre el ROI elegido.

Además, se escaneo 5 veces una cartulina o pieza opaca negra (en este trabajo se usó piezas de película radiográfica Oncology EC Film de Carestream, expuestas a luz y posteriormente reveladas), para obtener el valor de intensidad transmitida de luz cero, la cual caracteriza la señal de fondo del escáner, así como su correspondiente desviación estándar.

4.2.4 Sistema de planificación de tratamiento (ONCENTRA BY NUCLEOTRON)

En braquiterapia se usan programas y estos se basan en paquetes de software Oncentra, con algunas de las características que debes de poseer el sistema de planificación.

- a) Administración precisa de la dosis, utilizando imágenes.
- b) Optimización de la dosis y cobertura dosimétrica más eficiente.

El algoritmo matemático central se basa en el formalismo de dosis del grupo de trabajo 43 (TG-43), donde se recomendó que la tasa de dosis se obtuviera en un punto con coordenada (r), según la fórmula 18 de la página 37.

Donde los conceptos de la fórmula 18, se definieron en el punto 2.2.2.

El enfoque TG- 43 ha sido ampliamente adoptado para la planificación de la dosis de braquiterapia HDR de Ir- 192 con poscarga remota. Mediante un enfoque basado en tablas que utiliza un modelo geométrico de caída de dosis para facilitar una interpolación precisa en una cuadrícula gruesa. El formalismo de cálculo de dosis TG-43 describe la deposición de dosis alrededor de una única fuente situada en el centro de un maniquí de agua esférico. Este formalismo proporciona a los planificadores de la HDR una base universal para el cálculo de la dosis mediante la observación de los valores de la tabla incrustada. (Yang, Jack. 2018)

Las características del Oncentra son:

Para el contorno se realiza en planos arbitrarios, por ende, se puede navegar libremente en el conjunto de datos de imágenes, ya sea TC, PET/CT, etc. El desplazamiento a través de las imágenes en cualquier dirección (sagital, axial y arbitraria) ofrece una total flexibilidad a la hora de contornear la región de interés (ROI), también para la reconstrucción del catéter y así proporcionando la opción de ver el conjunto de datos de la imagen en relación con la posición del aplicador que aborda la posición de la fuente.

Otra característica es la evaluación rápida del plan con el cuadro de mandos del histograma dosis -volumen (DVH), donde el usuario establece los parámetros, como D90, V100 y sus correspondientes umbrales como la que se utiliza habitualmente en la planificación. El software determina de forma instantánea si los objetivos de plan de tratamiento se cumplirán inmediatamente.

El ROI (región de interés) se utiliza para definir conjunto de ROI por sitio anatómico (como la mama, próstata, etc.), que contiene colores y grosores de líneas estandarizadas para su visualización. La función de biblioteca de los ROI garantiza la reproducibilidad a lo largo del flujo de trabajo con un posible ahorro de tiempo.

La planificación automática cuya finalidad es cobertura optima del volumen objetivo. homogeneidad de la dosis y protección del órgano de riesgo (OAR).

Oncentra ofrece 2 algoritmos de optimización inversa que proporciona de manera automática la distribución de dosis dentro de las restricciones clínicas definidas por el usuario. (Yang, Jack. 2018)

Oncentra ofrece técnicas de planificación inversa para agilizar y ahorrar tiempo a los usuarios de planificación de braquiterapia. En las funciones del sistema integrado, las metodologías de optimización, como los módulos HIPO (optimización de planificación inversa hibrida) e IPSA (reconocido simulado de planificación inversa), incluyen herramientas que permiten un refinamiento aun mayor de la optimización del plan. (Yang, Jack. 2018)

- La IPSA se empareja con la desviación de tiempo de permanencia (DTDC), lo que hace que el plan se robusto al limitar las altas variaciones en los tiempos de permanencia. Esta optimización basada en ROI, crea una alta conformidad con

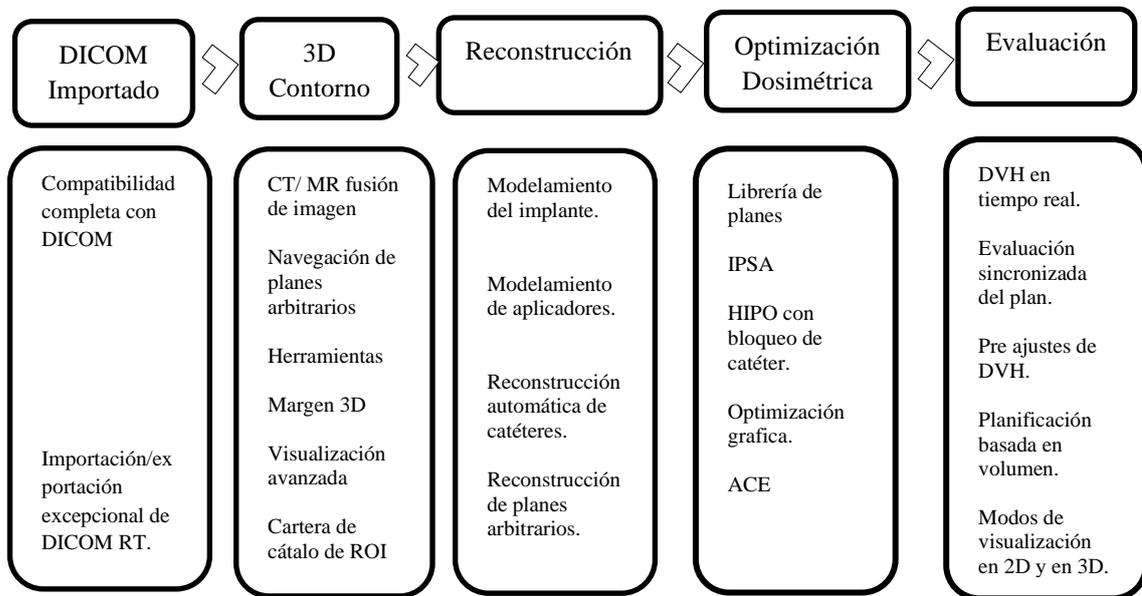
el are objetivo mientras minimiza la dosis a las estructuras críticas. la función de la DTDC es reducir la varianza de la dosis entre los puntos de permanencia, lo que permite un gradiente más suave entre las fuentes y garantizar un patrón de administración más suave en el HDR. (Yang, Jack. 2018)

- HIPO, esta función mejora la optimización del plan con las restricciones de gradiente de tiempo de permanencia para controlar los picos altos y bajos en los tiempos de permanencia, así como mecanismo de bloqueo de aguja. Esta función permite a los usuarios bloquear la parte del implante que se satisface con los criterios de dosis establecidos y, a continuación, centrar el proceso de optimización en el área que debe mejorarse más. (Yang, Jack. 2018)

EL algoritmo más utilizado es el IPSA ya que proporciona una cobertura de dosis adecuado y minimiza la dosis en el OAR. Sin embargo, existe una situación en la que podría generar grandes dosis de permanencia en determinadas posiciones del catéter. Esta distribución de dosis en forma de pico podría proporcionar matemáticamente una buena distribución de dosis; sin embargo, intuitivamente, también podría generar puntos calientes y fríos dentro de los volúmenes objetivo de planificación planificación. (Yang, Jack. 2018)

En la figura N° 4.3, se puede ver un diagrama que proporciona una clara comprensión de como Oncentra consiguió generar soluciones de planificación clínica y describe los componentes importantes de cada paso de la planificación.

FIGURA. N°4.3. FLUJO DE TRABAJO DEL PROCESO DE PLANIFICACIÓN DE ONCENTRA.



Fuente: YANG, JACK. 2018

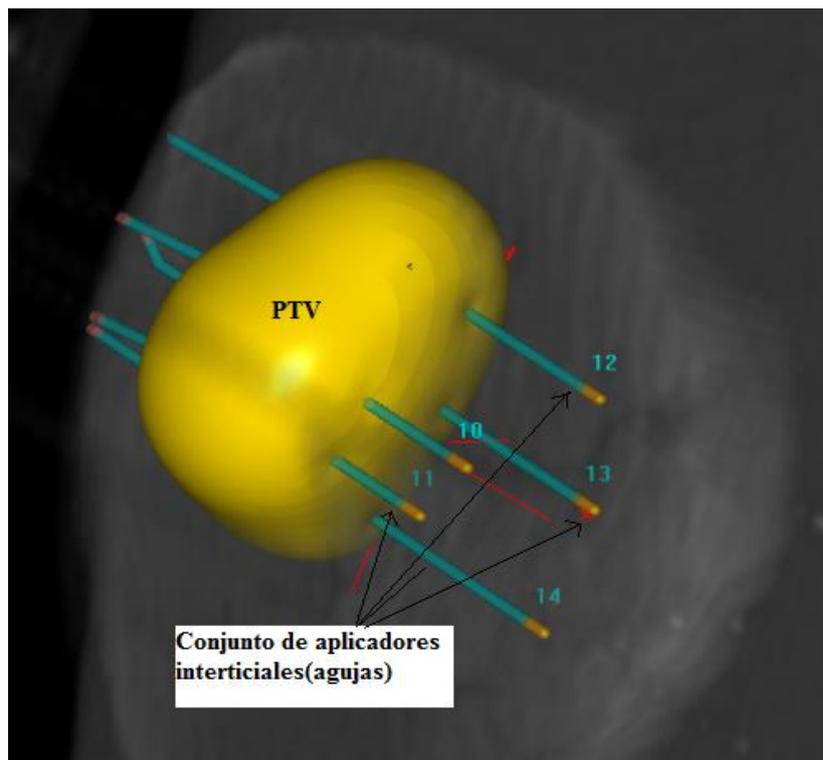
El Oncentra by Nucleotron es de vital importancia para el proceso de planificación de braquiterapia, compuesto por un computador y de un software cuyo producto es Windows. Su función es la de permitir la entrada de información anatómica del paciente mediante imágenes en formato DICOM, visualizar la posición de las fuentes dentro del paciente y seleccionar la mejor optimización de dosis para tratar un determinado volumen blanco y producir una representación de la distribución de la dosis que será entregada al paciente.

Los sistemas de planificación suelen modelar la fuente como un emisor puntual de ¹⁹²Ir, aplicando los parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la AAPM TG – 43 para cada tipo de fuente en el cálculo de dosis en cualquier punto.

Volumen Tumoral Planificado (PTV)

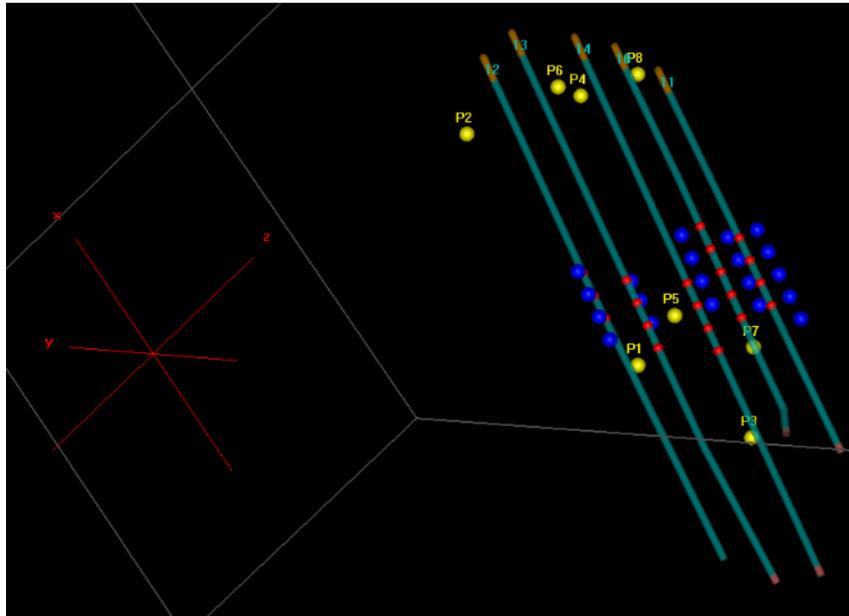
El volumen blanco de planeación de tratamiento (PTV) surge como una construcción geométrica que considera todas las posibles variaciones geométricas en la región del CTV y así, asegurar que la dosis prescrita sea deposita sobre la región del CTV. Para esto, el PTV se define mediante un margen alrededor del volumen clínico.

FIGURA N° 4.4 SIMULACIÓN DEL MANIQUÍ DE MAMA EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN.



Fuente: Elaboración propia en el sistema de planificación.

FIGURA N° 4.5 CONJUNTO DE APLICADORES CON PUNTOS DE MEDICIÓN EN EL TPS



Fuente: Elaboración propia en el sistema de planificación.

4.2.5 Construcción de Maniquí

En este trabajo se vio la necesidad de construir un maniquí para la verificación del cálculo dosis en tratamientos de braquiterapia intersticial de alta tasa de dosis (HDR) para cáncer de mama, se propone entonces, la construcción de un maniquí utilizando cera de parafina como material, pues este es de fácil manipulación y cumple con las características necesarias para ser considerado como sustituto del tejido el cual permite verificar la correspondencia entre la distribución de dosis planificada y entregada.

Para la elaboración de este maniquí se dispuso de un molde de yeso semejante al tamaño de una mama real, cuyas medidas son; 15.5, 10.5 y 5cm, de ancho, largo y

espesor respectivamente, luego se perforo 5 agujas al molde de manera equidistante, tal que la separación entre cada agujero alcanzara las distribuciones de dosis deseadas. Después se hizo el primer vaciado de la cera de parafina líquida al molde, para obtener la parte superior de la mama y se dejó secar con las dos agujas, así mismo se hizo un segundo vaciado de la cera para la parte inferior y se dejó secar con las tres agujas.

Las dos partes del molde fueron colocadas una sobre otra de manera uniforme formando un bloque de maniquí de mama con dimensiones que cubren el tamaño de una mama promedio.

Las especificaciones en distancias fueron previamente realizadas en el sistema de planificación obteniéndose una buena distribución de dosis para la dosis prescrita de 3Gy consiguiendo así las evaluaciones dosimétricas correspondientes.

FIGURA N° 4.6 MOLDE PARA LA ELABORACIÓN DEL MANIQUÍ



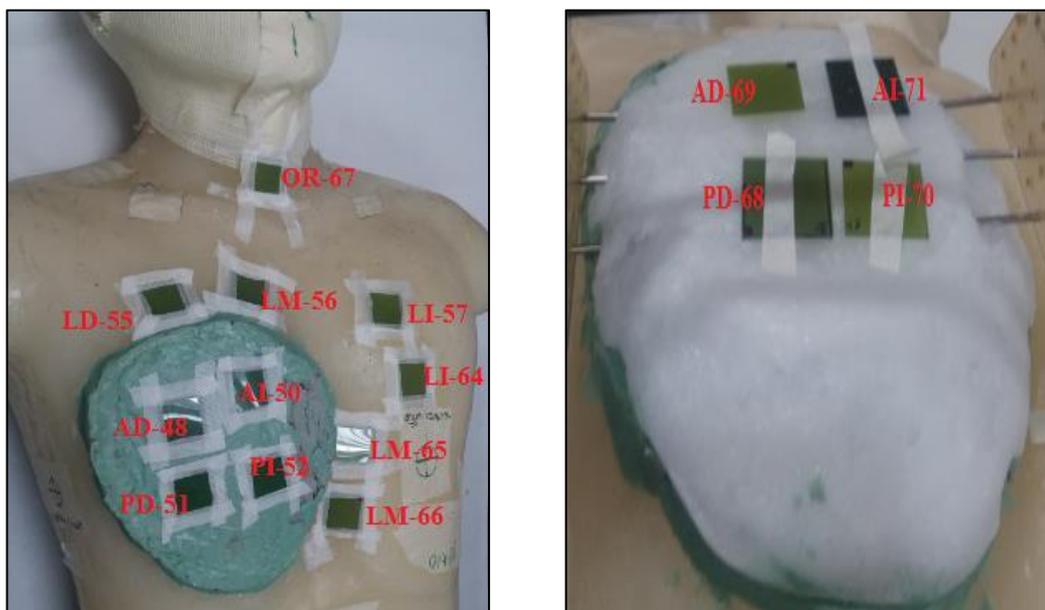
Fuente: Elaboración propia

FIGURA N° 4.7 MANIQUÍ DE MAMA CON PARAFINA



Fuente: Elaboración propia

FIGURA N° 4.8 PELÍCULA RADIOCRÓMICA PUESTA EN EL MANIQUÍ DE MAMA Y EN LA PERIFERIA DE ESTA

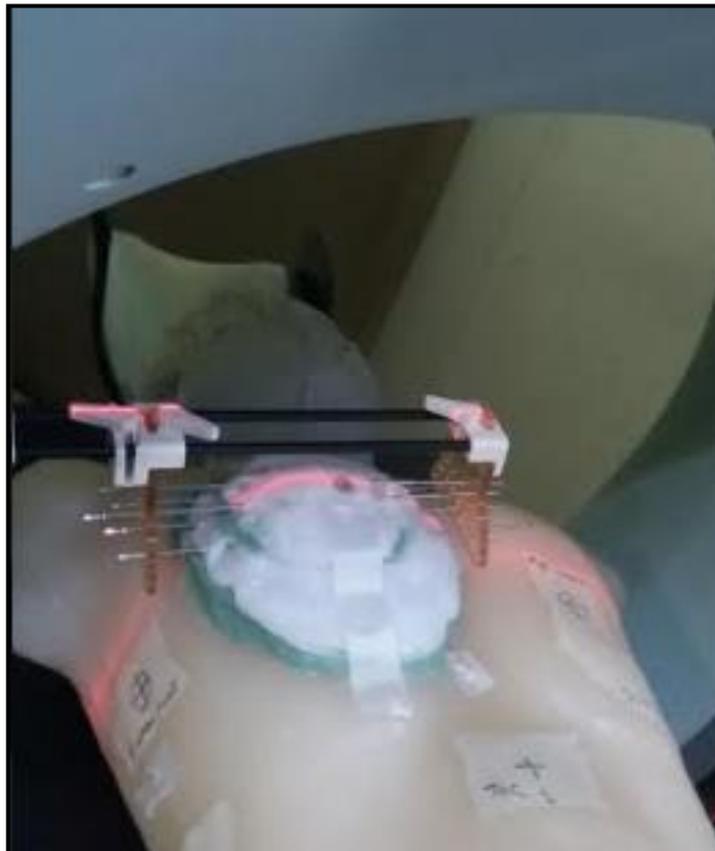


Fuente: Elaboración propia.

Simulación del Maniquí

Una vez construido el maniquí con las especificaciones descritas, se realizó la simulación del mismo mediante una tomografía axial, realizada en este caso por el tomógrafo. Primero se coloca el maniquí en posición decúbito supino y se alinea el maniquí con el isocentro del tomógrafo, luego se hizo coincidir el láser del tomógrafo con el centro del montaje mencionado, (ver figura N° 4.8).

**FIGURA N° 4.9 ALINEACIÓN DEL ISOCENTRO DEL TOMÓGRAFO
CON EL MONTAJE**



Fuente: Elaboracion propia.

Para obtener las imágenes, se utilizó la tomografía computarizada de rayos X (TC). Un haz de rayos X colimado atraviesa el maniquí mientras todo el sistema realiza un movimiento circular por lo que se obtienen múltiples proyecciones, se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a un ordenador. Este analiza la señal de las múltiples proyecciones recibidas por el detector, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor.

Luego las imágenes fueron grabadas en formato DICOM para su lectura y exportadas al sistema de planificación (ver figura 4.14), para la realización de la dosimetría correspondiente.

Proceso de planificación el TPS “Oncentra by Nucletron”

Una vez obtenidas las diferentes imágenes del maniquí construido adquiridas mediante la tomografía computarizada (TC), se procedió a la creación de un paciente indicándole ciertos parámetros, entre ellos se encuentran: las propiedades de tratamiento (fecha, volumen blanco, técnica y tipo de sistema de aplicación), la prescripción de la dosis (porcentaje prescrito, dosis prescrita y número de fracciones) y la aprobación del plan (estado, usuario y fecha de aprobación).

Una vez elaborado el plan para el maniquí construido con sus respectivas propiedades e indicaciones se pone en movimiento la elaboración de un plan (ver figura N° 4.9).

FIGURA N° 4.10 PRESCRIPCIÓN DE LA DOSIS EN EL SISTEMA DE PLANIFICACIÓN.

Prescription

Prescription (per fraction/pulse)

Dose: 300.00 cGy Prescribed

Treatment date and time

06 abr 2018 17:37:49

Treatment parameters

HDR

Fractions: 1

PDR

Pulses: 1

Period time: hh:mm

Treatment unit

Afterloader:

mSel v3r (30) SP

Ref. AK Rate

15.82746 mGy m²/h

Apparent source activity:

3.8773783 Ci

AKRC:

4.082 cGy.cm²/h / mCi

Select Channel Mapping

Fuente: Elaboración con el sistema de planificación Oncentra by Nucletron

Descripción del plan de tratamiento

Plan arreglo lineal de fuentes en un plano: se insertaron cinco aplicadores de diferentes longitudes, dos en el orificio superior, y tres en la parte inferior. Se optimizó la posición para los cinco arreglos semi lineales de la fuente radioactiva en un plano. Se tomó como referencia la mitad del núcleo de la fuente central de

cada uno de los arreglos de manera que se mantenga simetría cilíndrica por cada arreglo lineal de fuentes. Se estableció distintos tiempos de parada para la superposición de la fuente en cada uno de los cinco arreglos lineales según la dosis prescrita garantizando una buena cobertura.

Se especificó que a 0.8 cm del arreglo de fuentes lineal se entregara el 100% de la dosis prescrita y se procedió al cálculo la dosis con el sistema de planificación.

FIGURA N° 4.11 DESCRIPCIÓN DEL PLAN DE TRATAMIENTO.



Patient name	PHANTOM		
Patient ID	JON		
Birth date	02 abr 2016	Sex	Unknown
Case	1 : Tórax^TORAX (Adulto1)		
Case saved	10 abr 2018 14:15:17 by rp		
Plan	FANTHO1		
Printed	10 abr 2018 15:26:28 by rp		
Time zone	SA Pacific Standard Time (UTC-5:00)		

Treatment Printout

Treatment Unit

Treatment unit name: mSel v3r (30) SP
 Treatment unit type: microSelectron v3
 Source: 192-Ir-mHDR-v2r
 Isotope: Ir-192
 Air kerma rate constant (cGy cm²/ h / mCi): 4.082

Calibration data

Calibration date/time: 28 nov 2017 11:40:00
 Reference air kerma rate (mGy m²/h): 53.26000
 Apparent source activity (Ci): 13.04753

Treatment data

Treatment date/time: 06 abr 2018 17:37:49
 Reference air kerma rate (mGy m²/h): 15.82746
 Apparent source activity (Ci): 3.87738
 Interval between calibration date and time,
 and treatment date and time (days): 129.25
 Decay factor: 0.2972

Fuente: Elaboración con el sistema de planificación Oncentra by Nucletron

Cálculos de dosis mediante el sistema de planificación para cinco arreglos lineales de fuentes en dos partes.

Especificación de la Fig N° 4.9:

Nombre del paciente: Fanthom

Intensidad de kerma en aire (nominal): $40700 \text{ cGy cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$.

Prescripción total: 300 cGy .

Vida media de la fuente: 73.83 días

Actividad de la fuente (nominal): 10 Ci

Tiempo total de tratamiento: 529.30 segundos

Tiempos variables para cada fuente: min 99.3 segundos, max 156.3 segundos

Para el cálculo de dosis en el plano se especificó que a 0.8 cm del arreglo lineal más externo que se encuentra a la derecha del orificio central se entregara el 100% de la dosis prescrita, igualmente con ayuda de las herramientas del sistema de planificación se calculó y se verificó la dosis que llega a cada uno de los detectores en el plano de detección (Frontal)

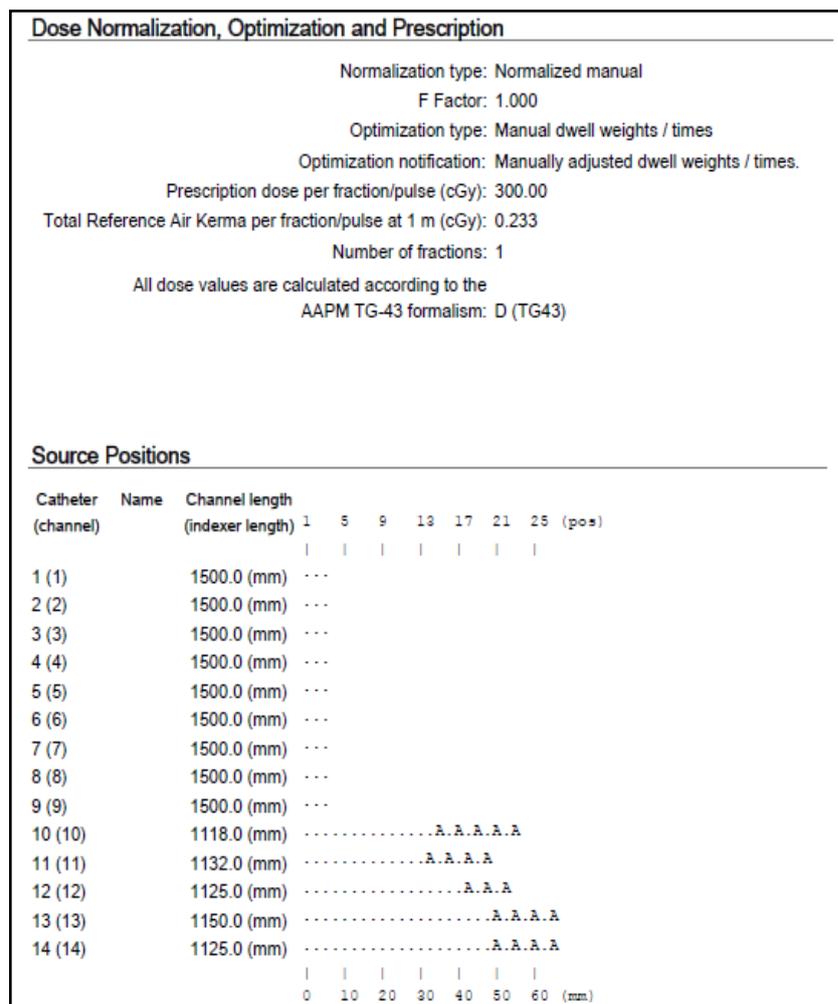
Arreglo lineal de fuentes en un volumen:

Se insertaron cinco aplicadores de 4.5cm de longitud, dos en la parte superior del volumen y tres en la parte inferior.

Se optimizó la posición para los cinco arreglos lineales de la fuente radioactiva en el PTV.

Se estableció distintos tiempos de parada para la superposición de la fuente en cada uno de los cinco arreglos lineales según la dosis prescrita garantizando una buena cobertura.

FIGURA N° 4.12 OPTIMIZACIÓN Y PRESCRIPCIÓN PARA EL ARREGLO EN EL PLANIFICADOR



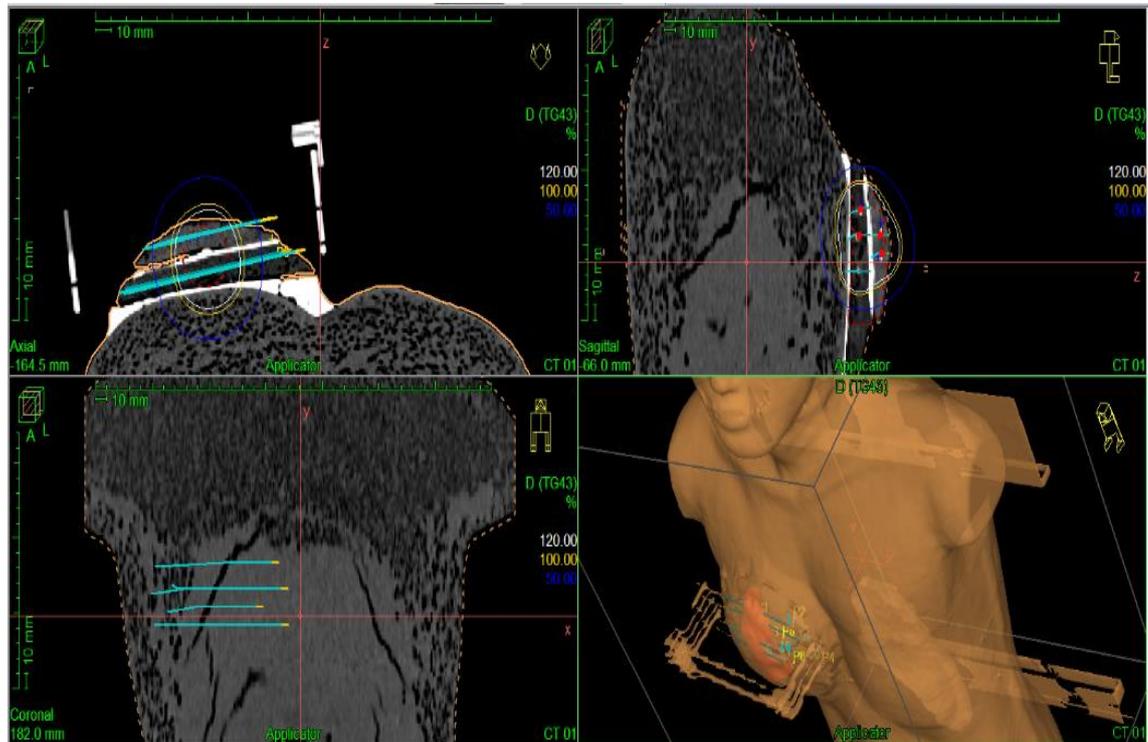
Fuente: Elaboración con el sistema de planificación Oncentra by Nucletron

FIGURA N° 4.13 REPOPRTE DEL PLAN DE TRATAMIENTO

	Patient name	PHANTOM		
	Patient ID	JON		
	Birth date	02 abr 2016	Sex	Unknown
	Case	1 : Tórax^TORAX (Adulto1)		
	Case saved	10 abr 2018 14:15:17 by rp		
	Plan	FANTHO1		
	Printed	10 abr 2018 15:26:28 by rp		
	Time zone	SA Pacific Standard Time (UTC-5:00)		
	Treatment Printout			
Source position separation (mm): 2.5				
Catheter (channel) Times				
Catheter (channel)	Name	# Active positions	Channel time (sec.)	
1 (1)	(Manual)	0	0.0	
2 (2)	(Manual)	0	0.0	
3 (3)	(Manual)	0	0.0	
4 (4)	(Manual)	0	0.0	
5 (5)	(Manual)	0	0.0	
6 (6)	(Manual)	0	0.0	
7 (7)	(Manual)	0	0.0	
8 (8)	(Manual)	0	0.0	
9 (9)	(Manual)	0	0.0	
10 (10)	(Manual)	5	62.6	
11 (11)	(Manual)	4	112.4	
12 (12)	(Manual)	3	156.3	
13 (13)	(Manual)	4	98.6	
14 (14)	(Manual)	4	99.4	
Total Treatment Time				
Total treatment time (sec.): 529.3				

Fuente: Elaboración con el sistema de planificación Oncentra by Nucletron

FIGURA N° 4.14 SISTEMA DE PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO



Fuente: Elaboración con el sistema de planificación Oncentra by Nucletron

- **Superposición de las fuentes**

De la misma manera se efectuó para el arreglo lineal de fuentes en un plano, especificándose en este caso un tiempo de parada de 3.3 segundos para cada fuente, se insertó cinco aplicadores de 4.5cm de longitud cada uno y se consiguió así 45 fuentes ficticias, obteniendo la dosis de acuerdo con la superposición de cada contribución. Por otra parte, se realizó la comprobación de la dosis en cada detector para cada arreglo del plan, por superposición sumando cada contribución, comparándola con el valor de las dosis originadas por las curvas de isodosis. Esto se hizo debido a que cuando se midiera se utilizaría el mismo procedimiento ya que en la práctica se contaba con un solo catéter.

- **Montaje Experimental**

Los materiales utilizados en este trabajo se proceden a la colocar de forma muy particular con el fin de facilitar un montaje que nos ayude a medir las distribuciones de dosis en el maniquí construido.

Inicialmente se colocan en la camilla de braquiterapia el maniquí de medio cuerpo con su mama construido el cual está alineado, fijo en el mismo modo en que se realizó la tomografía computarizada (TC). Por otro lado, se conecta los 5 aplicadores intersticial al Nucleoselectron HDR, el cual es colocado en los orificios del maniquí según el plan a utilizar, como se observa en la (figura 27-b).

FIGURA N° 4.15 SIMULACIÓN DE UN PACIENTE EN EL TRATAMIENTO



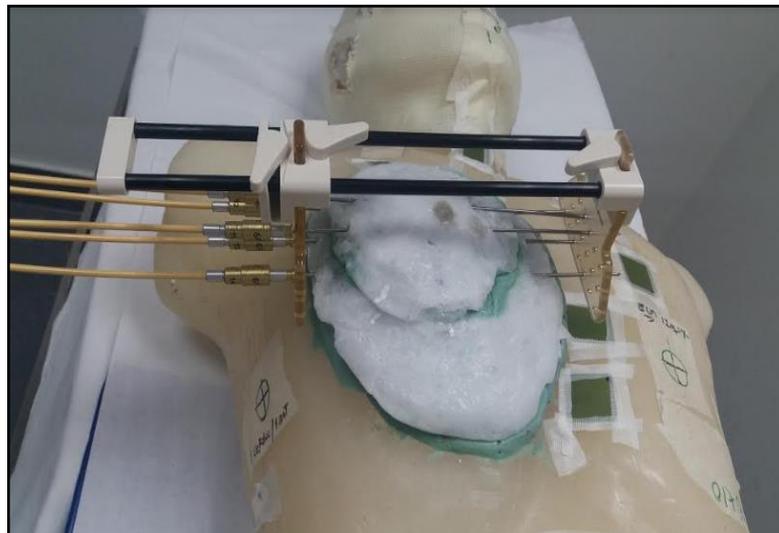
Fuente: Elaboracion propia.

FIGURA N° 4.16 CATÉTERES CONECTADOS AL EQUIPO (HDR).



Fuente: Elaboracion propia

FIGURA N° 4.17 FIJACIÓN DE LOS CATÉTERES CONECTADOS AL MANIQUÍ DE MAMA.



Fuente: Elaboracion propia

**FIGURA N° 4.18 DISTRIBUCIÓN EQUIDISTANTE DE LOS
CATÉTERES.**



Fuente: Elaboracion propia

- **Procedimiento de medida**

Una vez realizada toda la configuración de los equipos, materiales y colocados los 5 catéteres por el cual se desplazará la fuente radiactiva en los 5 orificios del maniquí construido. Se procede a la medición.

Mediante el programa de control de tratamiento Nucleon (software), se verificó el tiempo de tratamiento basado en la verdadera actividad de la fuente, así como también el número de fuentes colocadas para el plan.

4.3. Población y muestra

No es requerida debido a la naturaleza de la investigación.

4.4. Lugar de estudio y periodo desarrollado.

El trabajo de investigación se desarrolló en el Centro Oncológico San Pablo y el periodo desarrollado de las mediciones fueron en dos meses.

4.5. Técnicas e Instrumentos de recolección de información.

Técnicas

Los protocolos que se utilizó para este trabajo son aplicados en la sección de; determinación de Kerma en aire de la fuente radiactiva, calibración de la película radiocromica y determinación de la dosis absorbida en el maniquí de mama.

Para determinar el Kerma en aire se ha seguido protocolos de calibración, el TG 56: Code of Practice for Brachytherapy Physics, el TG 43: Dosimetry of interstitial Brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy. También para la calibración de la película radiocromica se ha seguido un protocolo de calibración, el TG 69. Radiographic film for megavoltaje beam dosimetry, existen muchos métodos de calibración como son la calibración de dosis perpendicular, de dosis paralelo, etc.

Instrumentos para la recolección de información.

Equipos

- **Sistema de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés)**

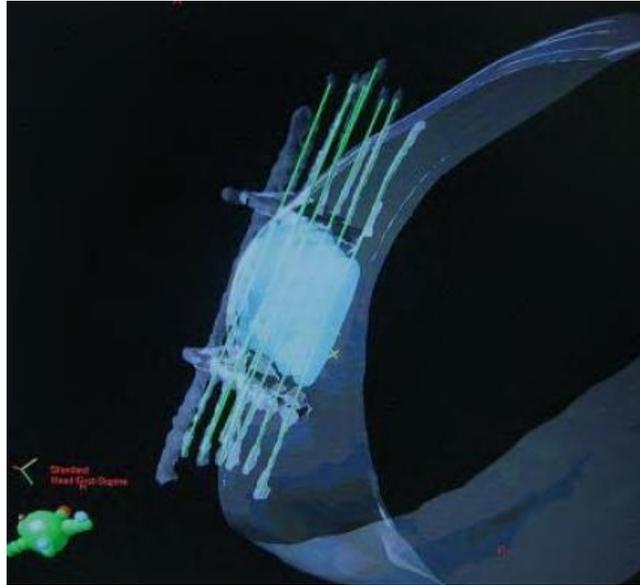
Está constituido por la unidad central, monitor y teclado. El sistema provee múltiples herramientas para la optimización de dosis. Una vez que es realizada la

planificación del paciente esta puede ser enviada a la unidad de tratamiento para así suministrar la dosis prescrita.

El TPS que se utilizará es el Oncentra by Nucletron y es de vital importancia para el proceso de planificación de braquiterapia, compuesto por un computador y de un software cuyo producto es Windows. Su función es la de permitir la entrada de información anatómica del maniquí de mama mediante imágenes en formato DICOM, visualizará la posición de las fuentes dentro del maniquí de mama y se seleccionará la mejor optimización de dosis para tratar un determinado volumen blanco y producir una representación de la distribución de la dosis que será entregada al maniquí de mama.

Los sistemas de planificación suelen modelar la fuente como un emisor puntual de Ir-192, aplicando los parámetros y funciones establecidas por el protocolo de la AAPM TG - 43 para cada tipo de fuente en el cálculo de dosis en cualquier punto.

**FIGURA N° 4.19 RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL DE UN
IMPLANTE BIPLANAR EN EL TPS**



Fuente: BELTRÁN, 2010

- **Equipo de unidad de tratamiento**

Programa el control de tratamiento y monitorea la realización del mismo. Además, es la encargada de hacer el resguardo primario de la fuente mientras se tenga para el uso clínico, recibe las instrucciones para la puesta en exposición de la fuente para las posiciones programadas.

Como mecanismo de funcionamiento la fuente es guiada al lugar del tratamiento mediante tubos de metal hasta la salida del equipo, siendo guiadas luego al lugar del tratamiento mediante el uso de catéteres y aplicadores. Estas fuentes sólo se detienen en lugares específicos dentro del aplicador cada 0.5 cm desde una referencia dada. Esta referencia es desde el final del aplicador, conocido también como la búsqueda final, consiste en que el equipo envía un cable inactivo

(simulador de la fuente) hasta el final del aplicador, estableciendo de esta manera el punto de referencia al final del aplicador y desde esta referencia se comienza a dar el tratamiento. La función del cable inactivo es la verificación de que no haya ningún tipo de obstrucción en el aplicador que impida el paso de la fuente.

FIGURA N° 4.20 EQUIPO DE UNIDAD DE TRATAMIENTO.



Fuente: Equipo de la clínica San Pablo

- **Equipo de carga diferida automática de alta tasa de dosis (HDR.)**

El equipo Microselectron es una unidad de HDR (High-Dose-Rate), está especialmente diseñado para la realización de braquiterapia de tipo intersticial de forma segura y confiable. Utiliza una fuente con una actividad nominal de 13.08 Ci de ^{192}Ir . Así como también posee una fuente inactiva idéntica, para comprobar que

en cada canal programado de tratamiento no existen obstrucciones y que la longitud del conjunto aplicador tubo guía es la establecida (1300 mm).

Microselectron es un sistema con aplicadores que pueden conectarse hasta en 30 canales. Cada canal tiene 48 posiciones de parada siendo los pasos de 2.5 o 5mm. La fuente se mueve impulsada por un motor paso a paso controlado por un ordenador. En el tratamiento, la fuente se conduce hasta su posición distal y después se retrae para tratar posiciones subsecuentes. Los pasos más finos entre posiciones son iguales a la longitud de la fuente a fin de minimizar el rizado que ocurre en la distribución de dosis en las cercanías de la fuente. Es posible programar la fuente para que se detenga en un máximo de 48 posiciones de irradiación. De esta forma, el sistema logra controlar la distribución de la dosis en todo el volumen de tratamiento requerido y minimizar el daño al tejido sano.

El programa de control de tratamiento Nucleotron (Software), acompaña al sistema Oncentra para supervisar con precisión el funcionamiento del equipo. Diversas funciones de seguridad y alarmas garantizan el control seguro de la fuente radiactiva. En este programa de control encontramos la información del tratamiento planificado, una de las funciones más importantes de este software es que ajusta automáticamente los tiempos de tratamientos basados en la verdadera actividad de la fuente.

TABLA 4.1 ESPECIFICACIÓN TÉCNICA DEL EQUIPO HDR.

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Modelo	HDR.
Fabricante	Elekta- Nucletron
Marca	Microselectrón V2
Radionucleido	Ir-192, fuente de radiación gamma
Actividad	13.08 Ci

Fuente: Elaboración propia

FIGURA N° 4.21 EQUIPO DE ALTA TASA DE DOSIS (HDR)



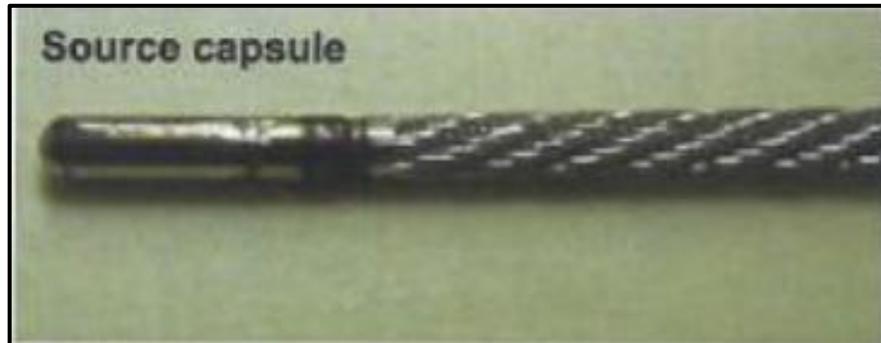
Fuente: Equipo de la clínica San Pablo.

TABLA 4.2 ESPECIFICACIÓN TÉCNICA DE LA FUENTE DE IR-192.

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fecha de instalación	29/11/2017
Número de Serie	D36G6510
Tipo de fuente	MICROSELECTRON V2
Modelo	105.002
Código de producción	34322/01
Radio nucleído	Ir-192, fuente de radiación gamma
Tasa de kerma en aire referencial	53.25 mGyh ⁽⁻¹⁾ +/-5% a 1m
Fecha de calibración:	29/11/2017 17:40 CET
Actividad contenida estimada:	484.1 GBq (13.08 Ci)
Dimensiones de la pastilla de la fuente	Diámetro: 0.6 mm, Longitud: 3.5 mm
Dimensiones de la capsula	diámetro 0.9 mm, longitud 4.5mm
Material de encapsulamiento	Acero inoxidable, AISI 316L
Periodo de desintegración del radioisótopo	73.83 días
Clasificación ISO2919	ISO/99/C63211

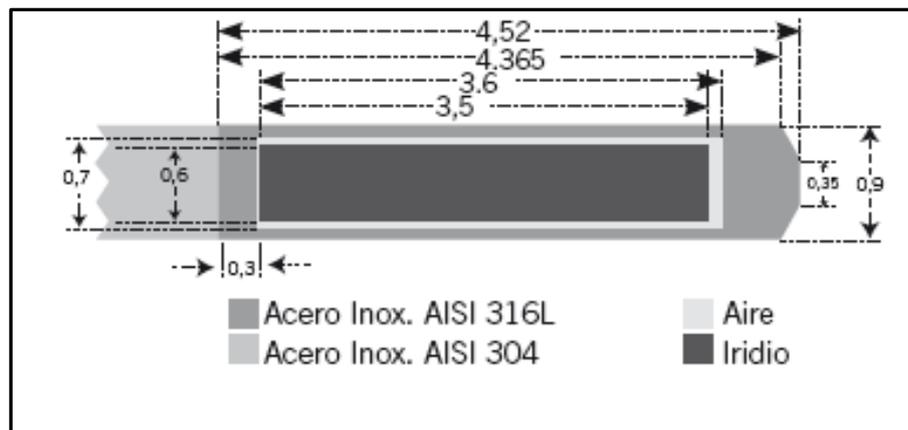
Fuente: Elaboración propia

FIGURA N° 4.22 FUENTE DE IRIDIO MICROSELETRON V2



Fuente: SORIANO VENTURA, 2016

FIGURA N° 4.23 ENCAPSULAMIENTO DE LA FUENTE DE IR-192.



Fuente: SORIANO VENTURA, 2016

- **Película Radiocrómica**

Una película radiocrómica es aquella que cambia instantáneamente de color mediante el proceso de polimerización cuando se expone a radiación ionizante. El cambio de color es relativamente proporcional a la dosis absorbida. Algunas aplicaciones de la película radiocrómica incluyen la dosimetría en las interfaces de

tejidos para tratamientos en braquiterapia. En particular la película radiocrómica Gafchromic EBT2 tiene las siguientes características:

Diseñada para ser usadas en el rango de energía de 50 keV hasta MV. Rango de dosis de 1 cGy a 10 Gy medido en canal rojo y de (10 – 40) Gy medido en canal verde.

La capa activa incorpora un colorante amarillo, que permite dosimetría multicanal y disminuye la sensibilidad a la luz ultravioleta. Cercano al tejido equivalente. $Z_{eff} = 6.89$, que lo hace muy similar al agua ($Z_{eff}=7.3$) Alta resolución espacial.

FIGURA N° 4.24 PELÍCULA RADIOCRÓMICA EBT2



Fuente: Material del Instituto de radiocirugía del Perú.

TABLA 4.3 ESPECIFICACIÓN TÉCNICA DE LA EBT2

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	Gafchromic
Tipo	EBT2
Tamaño (pulgadas)	8x10
Rango de dosis (cGy)	1-40Gy
Uniformidad (%)	3
Temperatura (C°)	70

Fuente: Elaboración propia

- **Equipo de Teleterapia.**

La unidad de Acelerador lineal Clinac 2100C/D es usada para la calibración de las películas radiocrómicas, es una máquina montada isocéntricamente que permite girar el haz alrededor del paciente con una distancia fuente-eje (DFE) determinada. Sus componentes principales son: la guía aceleradora, el cabezal, el estativo, la mesa y el comando de control.

FIGURA N° 4.25 ACELERADOR LINEAL VARIAN 2100CD



Fuente: Equipo de la clínica San Pablo.

- **Sistema de escaneo densito métrico**

Para digitalizar la película radiocrómica se hace uso de un escáner. El escáner usado es el Escáner Epson Expression 11000 XL. Este es un escáner de imagen a color tipo flatbed equipado con una unidad de transparencia para películas, mide las componentes en color rojo, verde y azul de la película en una profundidad de color de 16 bits por canal. Este escáner tiene una respuesta espectral que está en relación con la absorbancia de la película.

FIGURA N° 4.26 ESCÁNER EPSON EXPRESSION 11000 XL



Fuente: Equipo de la clínica San Pablo.

- **Tomografía computarizada de rayos X (TC).**

Un haz de rayos X colimado atraviesa el maniquí de mama mientras todo el sistema realiza un movimiento circular por lo que se obtiene múltiples proyecciones, se mide el haz atenuado remanente y los valores se envían a un ordenador. Este analiza la señal de las múltiples proyecciones recibidas por el detector, reconstruye la imagen y la muestra en un monitor. Luego las imágenes fueron grabadas en formato DICOM para su lectura y exportadas al sistema de planificación (ver figura 4.14), para la realización de la dosimetría correspondiente.

FIGURA N° 4.27 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA



Fuente: Equipo de la clínica San Pablo.

- **Cámara Pozo.**

Las cámaras de ionización para el control de calidad de la fuente de Braquiterapia son de tipo pozo, es decir, cavidades cilíndricas que tienen un soporte especial revestido en poliespuma, donde la fuente a ser verificada 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 cara puede sufrir daños. La cámara Pozo utilizada para la dosimetría es del fabricante PTW SOURCECHEK con un volumen de 116 cm^3 . (Shaw y Williard, 1996)

- **Holder.**

Es un aplicador insertado a la cámara de ionización tipo pozo con un diámetro de rango de 1,8 mm a 3,2 mm.

TABLA N° 4.4 ESPECIFICACIÓN TÉCNICAS DE LA CÁMARA DE POZO.

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Modelo	TN 33005
Marca	PTW
Serie	121630
Factor de Calibración	1.00

Fuente: Elaboración propia

FIGURA 4.28 CÁMARA DE IONIZACIÓN TIPO POZO Y HOLDER.



(a)camarade ionizacion



(b) holder

Fuente: Equipo de la clínica San Pablo.

- **Cámara de ionización: PTW Semiflex 31013**

Una cámara de ionización es básicamente una cavidad, con un gas en su interior, recubierta por una pared conductora externa y con un electrodo colector. Un campo eléctrico aplicado entre ambos electrodos, hace que las cargas eléctricas producidas en el gas como consecuencia de la radiación ionizante, se separen, dando lugar a una señal susceptible de ser medida. La cámara de ionización utilizada es una PTW semiflex 31013 cuyo volumen sensible es de 0.3 cm³. El rango de energía útil nominal es de 140 kV a 50 MV de fotones y 6 MeV a 50 MeV electrones. El material de la pared es de grafito con una cubierta protectora de acrílico. Esta cámara tiene una forma cilíndrica con un diámetro interior de 5.5 mm.

La cámara se utilizó para conocer la dosis con que se irradia las películas radiocrómicas EBT2 para caracterizarlas y calibrarlas.

TABLA N° 4.5 ESPECIFICACIÓN TÉCNICAS DE LA CÁMARA SEMIFLEX.

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Modelo	SEMIFLEX
Marca	PTW
Serie	31013
Factor de Calibración	1.00

Fuente: Elaboración propia

FIGURA N° 4.29 CÁMARA DE IONIZACIÓN PTW SEMIFLEX



Fuente: Equipo de la clínica San pablo

- **Electrómetro: PTW UNIDOS webline**

Las cargas o corrientes producidas en la cámara de ionización son muy pequeñas y se necesita un equipo muy sensible (un electrómetro) para poder detectarlas y medirlas. Los electrómetros normalmente incluyen la fuente de alto voltaje de polarización de hasta 300V o 400V para la cámara de ionización. El electrómetro que se usara es el PTW UNIDOSwebline (ver Figura N° 4.30), este electrómetro es de alta precisión, además de poseer características que facilitan las labores de dosimetría. Unas de esas características es que se pueden ingresar coeficientes de calibración de las cámaras a utilizar, así como restricciones de estas (esto puede ser protegido con contraseña); además los datos pueden ser revisados y exportados.

TABLA N° 4.6 ESPECIFICACIÓN TÉCNICAS DEL ELECTRÓMETRO.

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Modelo	UNIDOS E
Marca	PTW
Serie	002197
Factor de Calibración	1.00

Fuente: Elaboración propia

FIGURA N° 4.30 ELECTRÓMETRO (PTW UNIDOS WEBLINE)



Fuente: Equipo de la clínica San pablo.

- **Barómetro y termómetro.**

Se utilizará este equipo digital para determinar la presión y la temperatura en el proceso de la medición.

FIGURA N° 4.31 BARÓMETRO/TERMÓMETRO DIGITAL



Fuente: Equipo de la clínica San Pablo.

- **Materiales complementarios**

Fijador, agujas y marcadores.

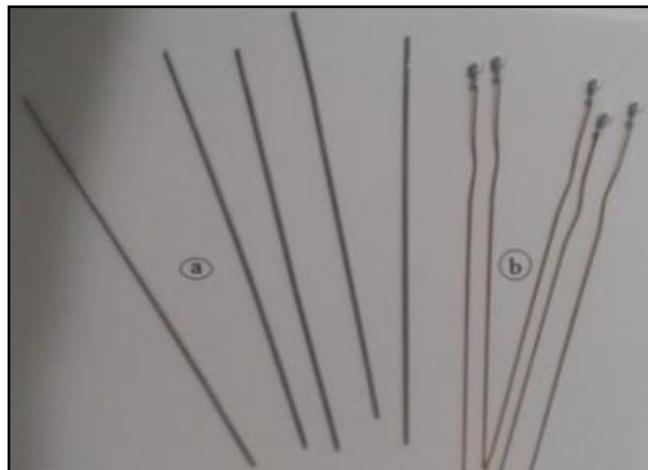
Los fijadores servirán para sujetar todo el volumen del maniquí de mama y para asemejar al tratamiento, se introducirá por lo pequeños agujeros de los fijadores (Ver figura N° 4.32) cinco agujas de manera equidistante con sus respectivos marcadores y agujas (Ver figura N° 4.33). Estos materiales son de la clínica San Pablo.

FIGURA N° 4.32 FIJADOR DE LA AGUJAS



Fuente: Material de la clínica San Pablo

FIGURA N° 4.33 AGUJAS Y MARCADORES



Fuente: Material de la clínica San Pablo

- **Catéter de uso intersticial**

Este material servirá para el paso de la fuente radiactiva. Tiene una longitud de 1300 mm y contiene conectores (Ver figura N° 4.34).

FIGURA N° 4.34 CATÉTERES



Fuente: Material de la clínica San Pablo.

- **Regla de la fuente**

Este material sirve para una previa medición al paso de la fuente en el maniquí de mama. Las distancias de medición son entre los fijadores, para la configuración del TPS.

FIGURA N° 4.35 REGLA DE MEDICIÓN DEL PASO DE LA FUENTE



Fuente: Material de la clínica San Pablo.

4.6. Análisis y procesamiento de datos.

Recolección de datos para el Control de calidad de la fuente de Ir-192.

Valores que introducir para determinación de posición de lectura máxima de la cama de pozo

- **Datos de la fuente de Ir-192**

Tasa de Kerma en aire (S_K): 5 cGyh^{-1}

Actividad aparente (A_o): $13.08 \text{ Ci} = 480 \text{ GBq}$

Tiempo de vida media ($T^{1/2}$): 73.83 días

Número de días (n^o): 131.54 días

- **Decaimiento de la fuente de Iridio:**

$$S_K' = S_K \cdot e^{-\ln 2 \cdot n^o \text{ días} / T^{1/2}} = 5 \text{ cGyh}^{-1} \times e^{-0.693 \times 131.54 \text{ días} / 73.83 \text{ días}} = 1.549 \text{ cGyh}^{-1}$$

$$A = A_o \cdot e^{-\ln 2 \cdot n^o \text{ días} / T^{1/2}} = 13.08 \text{ Ci} \times e^{-0.693 \times 131.54 \text{ días} / 73.83 \text{ días}} = 3.81 \text{ Ci} = 140.8 \text{ GBq}$$

- **Datos de los factores de corrección según el certificado de calibración:**

Factor de corrección del Electrómetro (k_{ele}): 1.0

Factor de calibración de la Cámara pozo (N_K): $9.221 \times 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$

Temperatura (T_0): $22 \text{ }^\circ\text{C}$

Presión (P_0): 1013.25 mbar

- **Prueba de fuga de corriente**

Tensión: $V = +300V$

Tiempo de parada de la fuente: $\Delta T (s) = 5 \text{ min} = 300 \text{ s}$

Lectura 1 (M_1): 338.1 nC

Lectura 2 (M_2): 338 nC

Fuga = $(M_2 - M_1) / \Delta T = (338 - 338.1) \text{ nC} / 300 \text{ s} = 0 \text{ nA}$

Determinación de la posición de lectura máxima de la fuente: h_{max}

Pasos = 0.25 cm

Posición inicial = 138.2 cm

4.5. Análisis y procesamiento de datos.

- **Calibración de fuente Ir-192 para braquiterapia de alta tasa de dosis.**

Posición de lectura máxima de cámara de pozo = 134 cm

Tiempo nominal de parada de la fuente = 20 s

- **Lecturas de medida del electrómetro con la cámara de pozo:**

Tensión	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5
V = + 300V	15.56	15.56	15.56	15.56	15.57
V = +150V	16.59	16.59	16.58	16.58	16.58

- **Desarrollo de la media y desviación estándar para la tensión de +300 V**

La media: $\bar{M} = \frac{M_1 + M_2 + M_3 + M_4 + M_5}{5}$

$$\bar{M} = \frac{16.56 + 16.56 + 16.56 + 16.56 + 16.57}{5} = 15.56$$

Desviación estándar: $SD\% = \sqrt{\frac{\sum_i^n (M_i - \bar{M})^2}{n}}$

Dónde: \bar{M} = promedio

n = el tamaño de la muestra

$$SD = \sqrt{\frac{(15.56-15.56)^2+(15.56-15.56)^2+(15.56-15.56)^2+(15.56-15.56)^2+(15.57-15.56)^2}{5}}$$

$$SD = 0.01\%$$

- **Desarrollo de la media y desviación estándar para la tensión de +150 V**

$$\bar{M} = \frac{M_1 + M_2 + M_3 + M_4 + M_5}{5} = \frac{16.59+16.59+16.58+16.58+16.58}{5} = 16.58$$

$$SD = \sqrt{\frac{(15.59-15.56)^2+(15.59-15.56)^2+(15.58-15.5)^2+(15.58-15.56)^2+(15.58-15.56)^2}{5(5-1) \times 100}}$$

$$SD = 0.01\%$$

- **Presión y temperatura en el momento de la medición:**

Presión (mbar): $P_1 = 992.80 \text{ mbar}$, $P_2 = 992.80 \text{ mbar}$

Temperatura (C^0): $C_1 = 19.9 \text{ } C^0$, $C_2 = 19.9 \text{ } C^0$

$$\bar{P} = 992.8 \text{ mbar}$$

$$\bar{T} = 19.9 \text{ } C^0$$

Corrección por densidad de aire

$$K_{TP} = \left(\frac{273.15+T}{273.15+T_0}\right) \times \frac{P_0}{P} = K_{TP} = \left(\frac{273.15+19.9}{273.15+22}\right) \times \frac{1013.25}{992.8} = 1.013$$

Corrección por recombinaciones:

$$P_{ion} = \left(\frac{4}{3} - \frac{M_u^{100\%}}{3 \times M_u^{50\%}} \right)^{-1} = \left(\frac{4}{3} - \frac{15.57}{3 \times 15.58} \right)^{-1} = 1.00$$

Intensidad de kerma en aire medida

$$S_K = M_u * K_{tp} * N_K * k_e * P_{ion}$$

$$S_K = 15.57 \text{ nA} \times 1.013 \times 9.221 \times 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1} \times 1.0 \times 1.0$$

$$S_K = 1.547 \text{ cGy m}^2 \text{ h}^{-1}$$

$Error(\%) = \left| 1 - \frac{S_K}{\hat{S}_K} \right| \times 100\%$; Si el Rango de tolerancia es $< 3\%$, entonces cumple.

$$Error(\%) = \left| 1 - \frac{1.547}{1.549} \right| \times 100\% = 0.14 \%, \text{ si cumple.}$$

Determinación de la actividad aparente:

$$A = \frac{S_K}{\Gamma_\delta} = \frac{1.547}{0.11 \times 10^{-1}} = 140.62 \text{ GBq} = 3.80 \text{ Ci}$$

$Error(\%) = \left| 1 - \frac{A}{\hat{A}_0} \right| \times 100\%$; Si el Rango de tolerancia es $< 3\%$, entonces cumple.

$$Error(\%) = \left| 1 - \frac{140.62}{140.8} \right| \times 100\% = 0.12 \%, \text{ si cumple.}$$

- **Valores a introducir para determinar la calibración de las películas radiocrómicas EBT2.**

$$M_{fondo} = \text{Película de fondo}$$

$M_{irradiado}$ = Película irradiada

DO_{neta} = Dosis óptima neta

UM = Unidad Monitor

$D_{(agua)}$ = Dosis en el agua

$D_{(acrílico)}$ = Dosis en el acrílico

Fórmula para determinar la dosis óptica

$$DO_{neta} = \log \left(\frac{M_{fondo}}{M_{irradiado}} \right)$$

$$D_{(acrílico)} = Dosis_{(agua)} \times \text{Factor de corrección}$$

- **Medición de la dosis en distintos puntos con películas radiocrómicas.**

Se realizará la medición con el equipo HDR ver figura 9, este es indispensable porque cuenta con la fuente de Ir- 192.

- **Verificación de los promedios de la dosis medida en la película y el planificador.**

$$DO_{neta} = \log \left(\frac{M_{fondo}}{M_{irradiado}} \right)$$

$$Dosis_{(agua)} = ax^3 + bx^2 + cx + d$$

$$\text{Variación}(\%) = \left(\frac{\text{Valor teórico} - \text{Valor experimental}}{\text{Valor teórico}} \right) \times 100$$

Valor teórico= Dosis en el sistema de planificación (TPS)

Valor experimental= Dosis en la película radiocrómica

IV. RESULTADOS

En esta sección se muestran los resultados obtenidos del programa de control de calidad para determinar la actividad de la fuente a la fecha de la medición. En la tabla N° 5.1. se muestran las lecturas del recorrido que hace la fuente radiactiva en todo el fondo del pozo de la cámara en valores de corriente con unidades nA, en cada posición la fuente estuvo un tiempo igual a $t = 20$ s.

5.1 Resultados para determinar el punto efectivo de la cámara de pozo.

- **Punto de máxima eficiencia de la Cámara de pozo.**

Para evaluar si las características dosimétricas, geométricas y energéticas de la cámara de ionización que tiene el Centro Oncológico San Pablo se mantiene adecuadas para realizar las mediciones con la fuente de Ir-192.

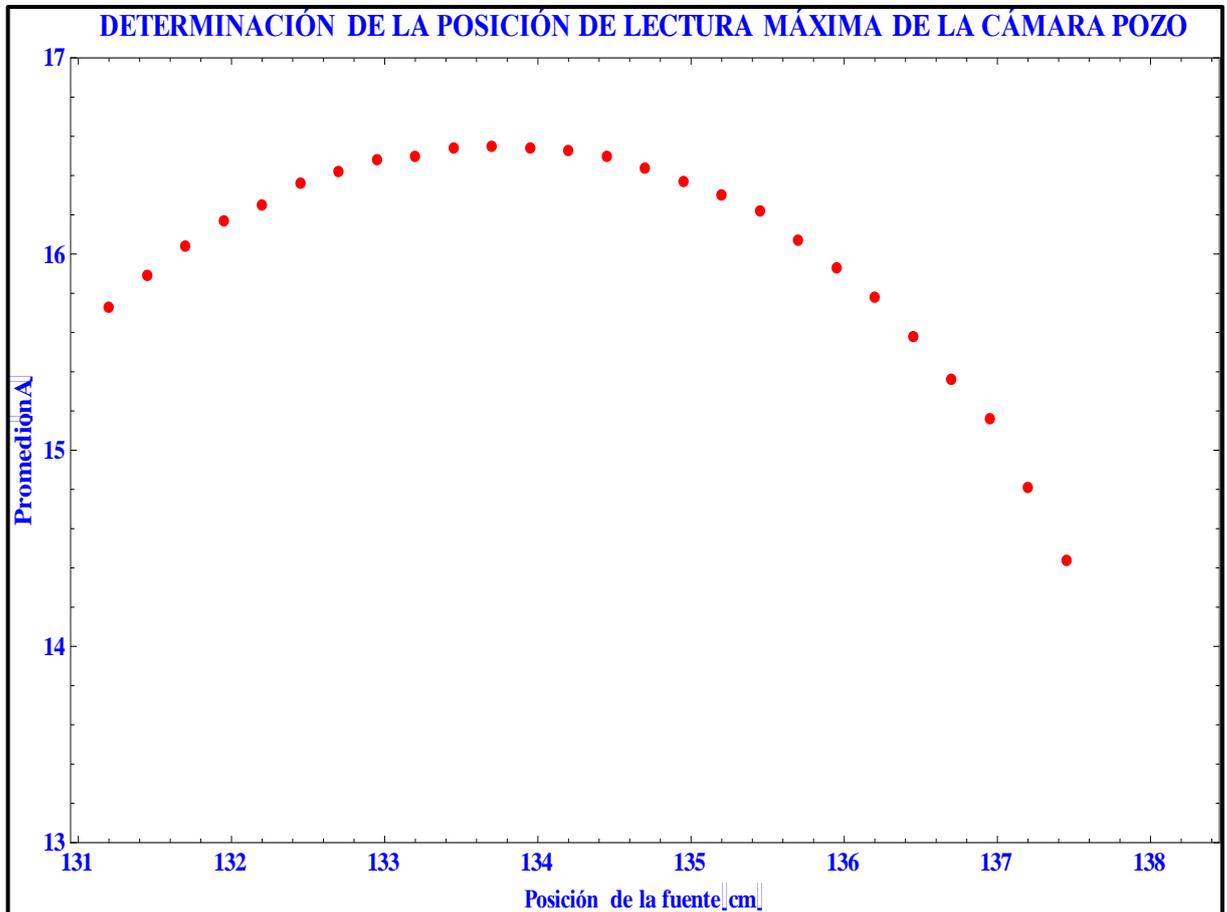
Los datos registrados en las lecturas muestran en la tabla N° 5.1. En donde se observa el punto de máxima respuesta de la cámara: 1337 mm. (Ver grafica N° 5.1).

El valor de máxima eficiencia proporcionado por el fabricante coincide con el obtenido en las medidas realizadas, por lo tanto, podemos concluir que la cámara de pozo mantiene la exactitud y precisión, así como su linealidad y dependencia energética; esto es debido a que las condiciones de cómo se mantiene guardada la cámara, son las mismas recomendadas por el fabricante.

**TABLA N° 5.1. LECTURAS PARA DETERMINAR EL PUNTO
EFECTIVO DE LA CÁMARA DE POZO.**

N°	POSICIÓN (cm)	LECTURA1 (nA)	LECTURA2 (nA)	PROMEDIO (nA)
22	130.2	15.73	15.73	15.73
23	131.2	15.8	15.8	15.8
23.25	131.45	15.89	15.89	15.89
23.5	131.7	16.04	16.06	16.05
23.75	131.95	16.17	16.17	16.17
24	132.2	16.25	16.25	16.25
24.25	132.45	16.36	16.38	16.37
24.5	132.7	16.42	16.42	16.42
24.75	132.95	16.48	16.48	16.48
25	133.2	16.5	16.5	16.5
25.25	133.45	16.54	16.54	16.54
25.5	133.7	16.55	16.57	16.56
25.75	133.95	16.54	16.54	16.54
26	134.2	16.53	16.51	16.52
26.25	134.45	16.5	16.6	16.55
26.5	134.7	16.44	16.44	16.44
26.75	134.95	16.37	16.37	16.37
27	135.2	16.3	16.4	16.35
27.25	135.45	16.22	16.22	16.22
27.5	135.7	16.07	16.04	16.07
27.75	135.95	15.93	15.93	15.93
28	136.2	15.78	15.78	15.78
28.25	136.45	15.58	15.58	15.58
28.5	136.7	15.36	15.36	15.36
28.75	136.95	15.16	15.16	15.16
29	137.2	14.81	14.81	14.81
29.25	137.45	14.44	14.44	14.44

GRAFICA 5.1. ILUSTRACIÓN DEL PUNTO EFECTIVO DE LA CÁMARA DE POZO.



Determinación de la actividad S_k .

En esta sección se determinó la actividad de la fuente con un valor S_k , para una misma fuente radiactiva, el cual se calcula resolviendo la ecuación 27 y utilizando los valores de carga promedio $Q(nC)$ mostrados en las tabla N° 5.1, que ha sido colectado.

Según la fecha de calibración se verifica el valor de la actividad de forma teórica, esto debido a su decaimiento que es 1% cada 24 horas.

Presentare primero el cálculo obtenido de forma teórica, al que llamare S_k teórico, y luego el experimental que llamare S_k medido para una misma fecha de calibración.

Se utiliza como valor inicial o tasa de kerma en aire de referencia 53.26 mGy /h que es el reportado por el proveedor al salir de fabrica el día 28 de noviembre de 2017 (así como lo muestra el certificado de la fuente. Ver anexo 2).

Recordando que para el Ir-192 su periodo de semidesintegración es igual a 73.8 día

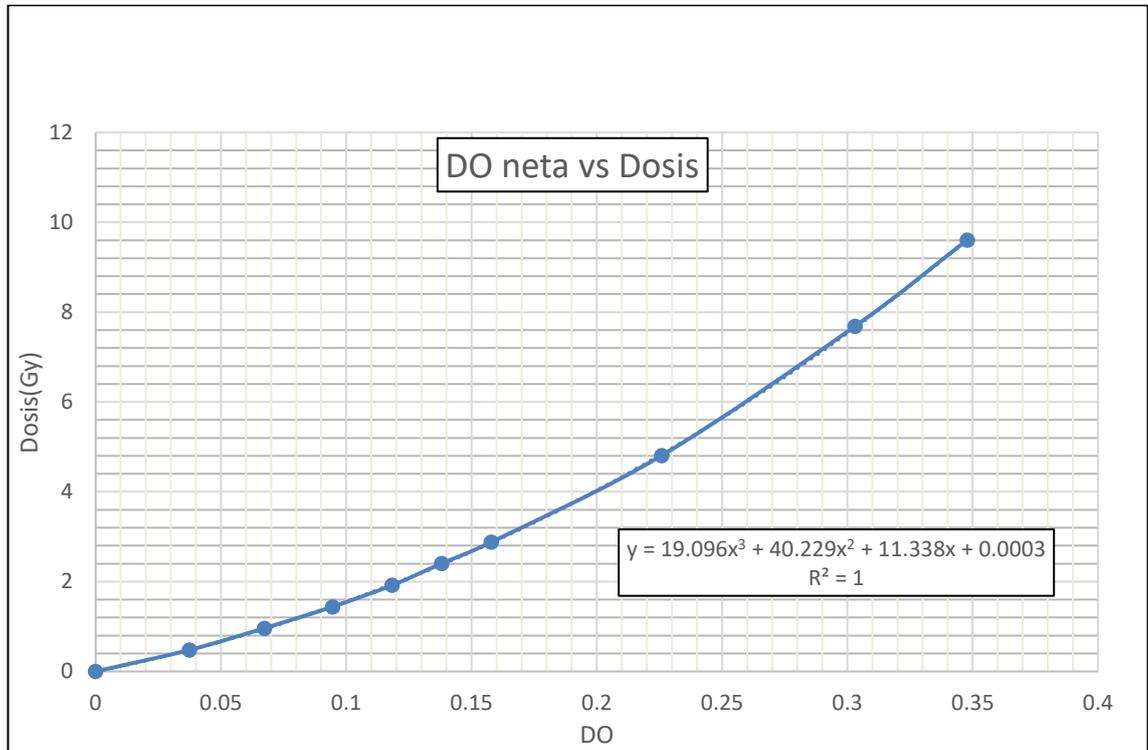
5.2 Resultado de la calibración de la película radioromica ebt2

El proceso de calibración se muestra en el punto 4.2.1 y los resultados se muestra en la siguiente tabla.

TABLA 5.2 Resultado de la calibración de la película radioromica ebt2

Film	M. fondo	M. irradiada	DO neta	UM	DOSIS (agua)	DOSIS (acrílico)
1	32967,0234	32967,0234	0	0	0	0
2	32580,9926	29892,8734	0,03739665	62	0,494	0,478
3	32551,9552	27878,6696	0,06730503	125	0,995	0,963
4	32549,8396	26183,5048	0,09452107	187	1,489	1,440
5	32600,4124	24829,0374	0,11826321	249	1,982	1,918
6	32409,757	23582,9468	0,1380777	312	2,484	2,403
7	32181,4868	22370,6306	0,15792788	374	2,978	2,881
8	32225,7652	19157,077	0,22587399	624	4,968	4,806
9	32589,7768	16218,6044	0,30306791	998	7,946	7,687
10	32815,2662	14731,5964	0,34782612	1247	9,928	9,605

**GRAFICA N° 5.2. CURVA DE CALIBRACIÓN DE LA PELÍCULA
RADIOCRÓMICA EBT2 (DENSIDAD ÓPTICA VS DOSIS)**



5.3. Resultado de la evaluación dosimétrica del maniquí

El siguiente cuadro muestra los resultados de la evaluación dosimétrica en distintos puntos de la mama con películas radiocrómicas, proporcionando los valores de la película radiocrómica con valor de fondo (M. fondo) y con valor irradiado (M. irradiado). Para nuestro interés cuya relación de ambos valores obtendremos la densidad óptica (D.O).

TABLA 5.3 Evaluación dosimétrica del maniquí

Técnica	Film	Puntos de cálculo	M. fondo	M. irradiada	DO neta
Mama grande	48	A.D	32390,994	13938,4080	0,366211103
	50	A.I	33128,3452	28639,908	0,063228124
	51	P.D	33300,4228	26219,4212	0,103826647
	52	P.I	33379,3824	31079,0542	0,031010503
O.R.	55	A.D	33084,7186	30590,4862	0,034041065
	56	A.C.	32252,5286	30654,7314	0,022066254
	57	A.I	32915,939	31678,5486	0,016640973
	64	L.I	32297,7298	31107,3160	0,016309456
	65	L.M	33140,0846	31647,1348	0,020019216
	66	L.M	32977,3816	31488,5558	0,020063427
	67	O.R	33144,4108	31797,6806	0,01801486
Mama pequeña	68	P.D	33229,3464	18246,0296	0,260353424
	69	A.D	33315,05	15724,9668	0,326050756
	70	P.I	33251,928	29041,3672	0,058799773
	71	A.I	33007,3314	27960,6776	0,072062722

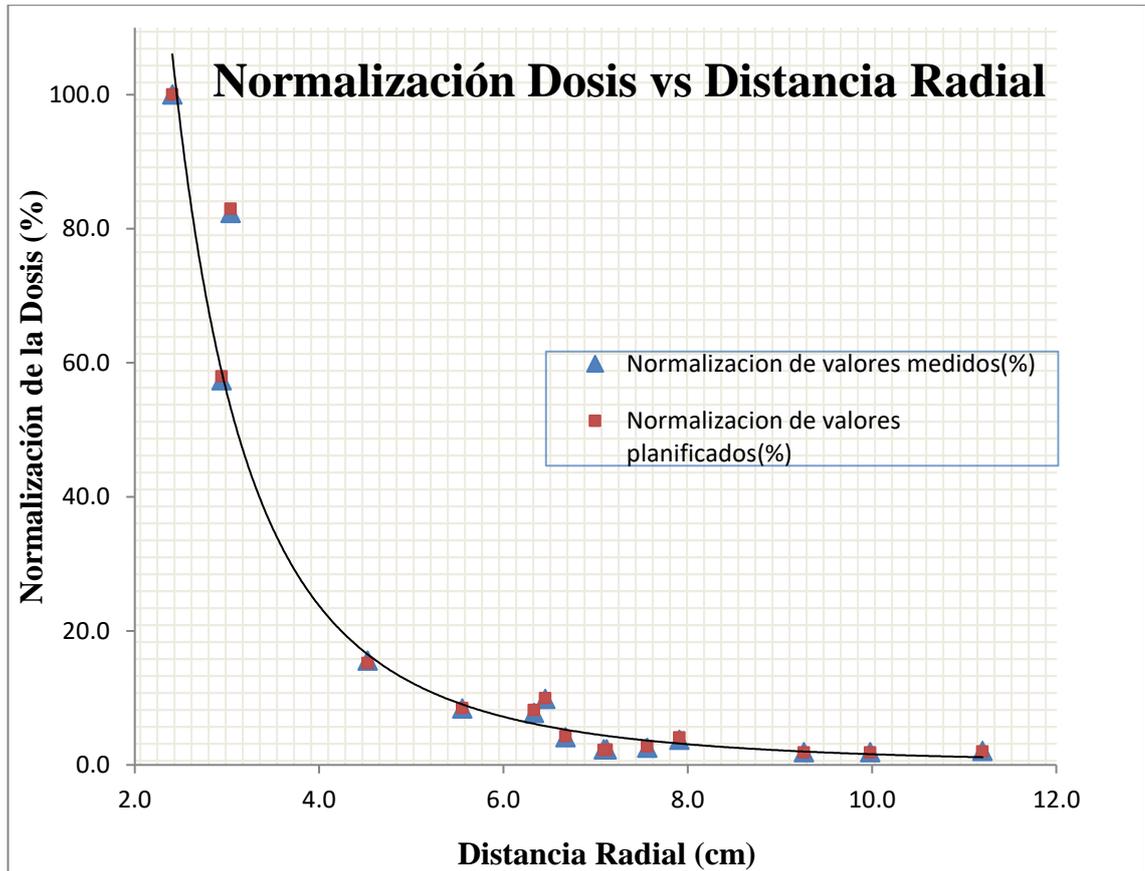
5.4 Verificación de la dosis absorbida con la película y el planificador

Resultados de lecturas de dosis en la película radiocrómica y el sistema de planificación con su porcentaje de variación en distintos puntos de medición.

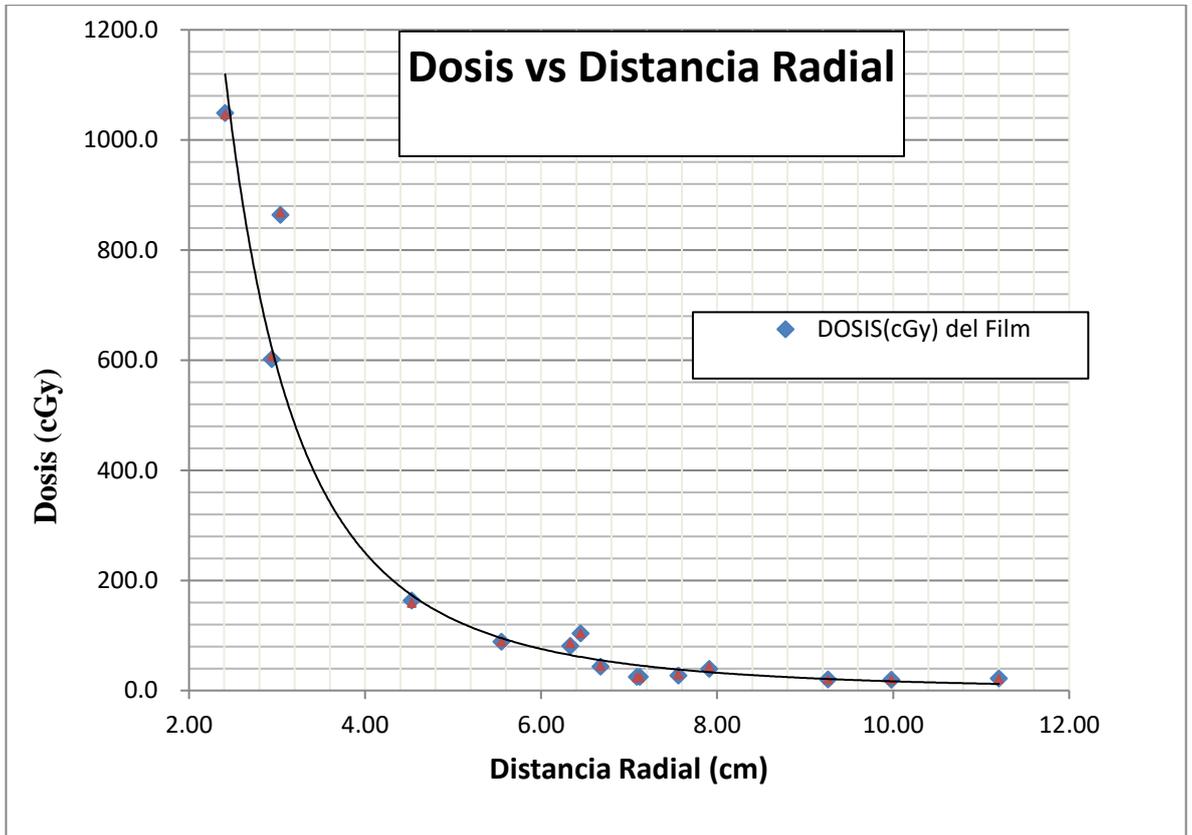
TABLA 5.4 Verificación de la dosis absorbida con la película y el planificador

Técnica	Film	P. cálculo	DOSIS (cGy) del Film	DOSIS (cGy) del TPS	Variación (%)
Mama grande	48	A.D	1048,5	1045,9	0,252350415
	50	A.I	88,3	88,37	0,097911849
	51	P.D	163,3	158,59	2,940110707
	52	P.I	39,1	42,65	8,287732422
O.R.	55	A.D	43,4	44,5	2,555505173
	56	A.C.	27,0	28,6	5,496276167
	57	A.I	20,0	19,4	3,197757312
	64	L.I	19,6	19,23	1,924234975
	65	L.M	24,4	23,58	3,288216329
	66	L.M	24,4	23,4	4,327859315
	67	O.R	21,8	20,6	5,689251408
Mama pequeña	68	P.D	601,6	606,16	0,751159719
	69	A.D	863,6	867,57	0,461280528
	70	P.I	81,0	85,6	5,380579932
	71	A.I	103,3	103,72	0,36598869

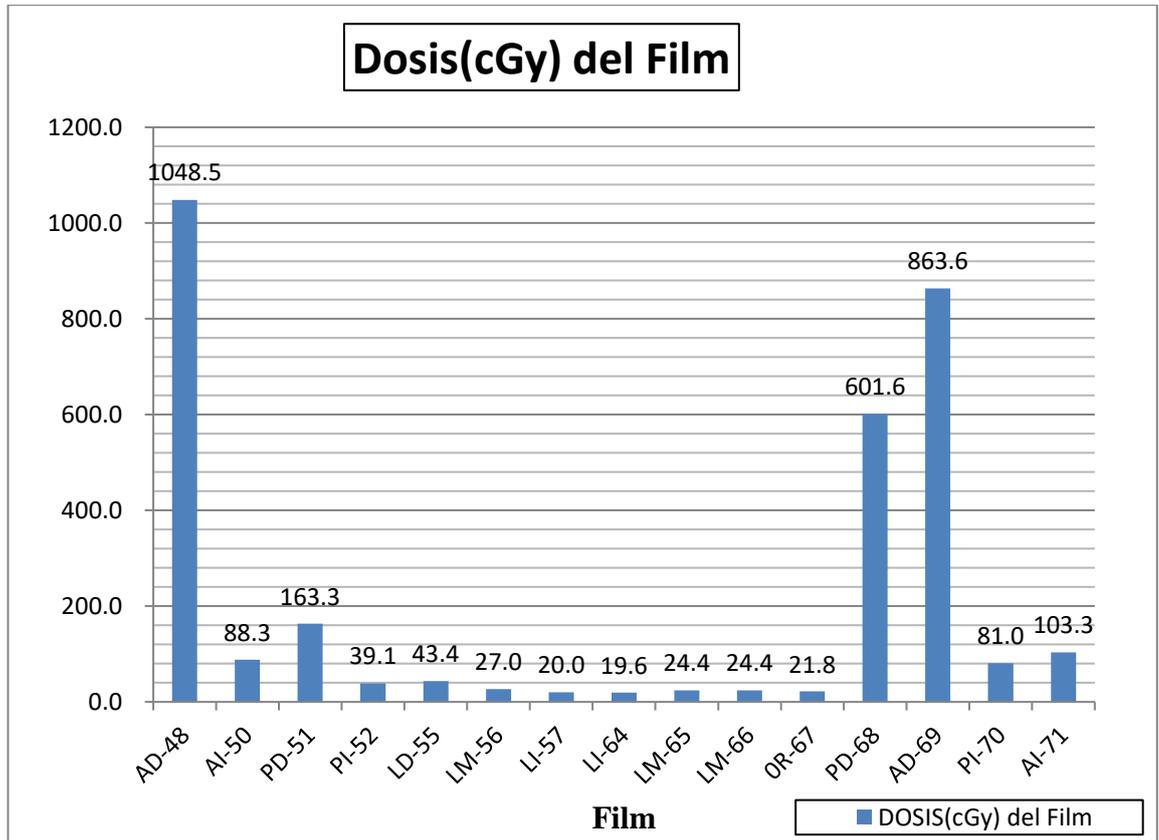
GRAFICA N° 5.3. Normalización de la Dosis vs Distancia Radial



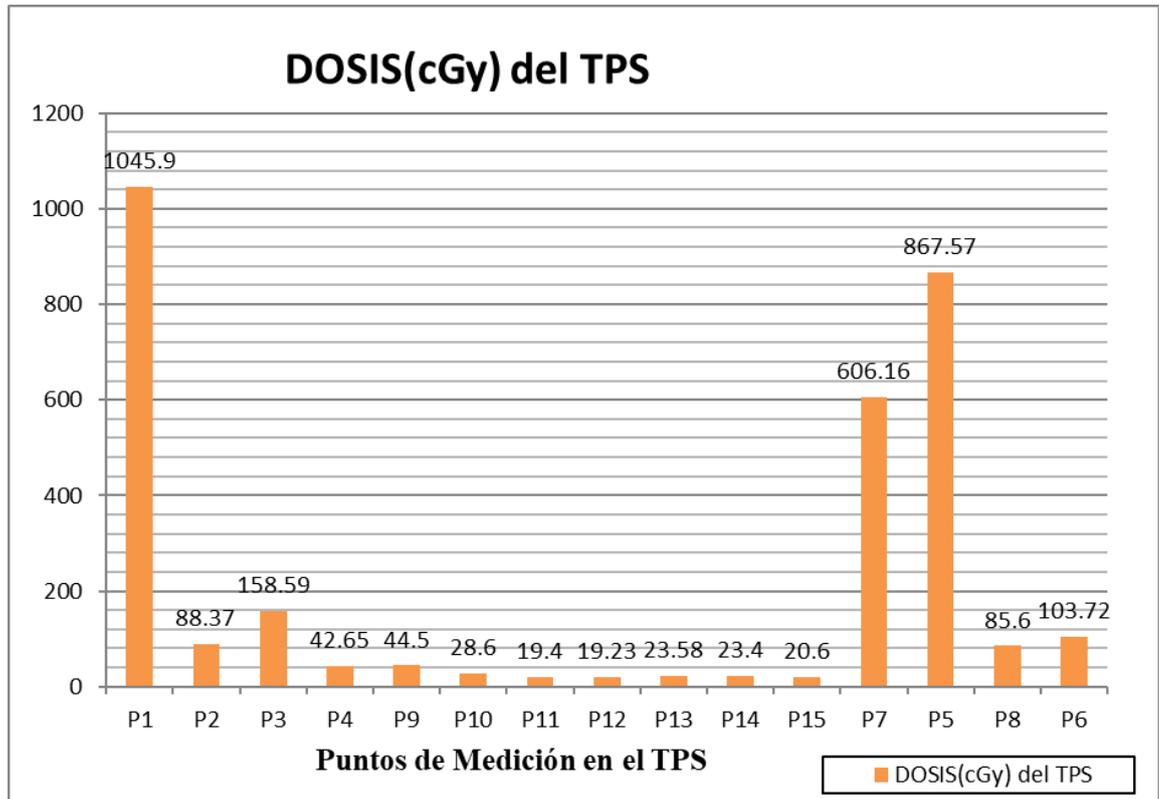
GRAFICA N° 5.4 Dosis vs Distancia Radial



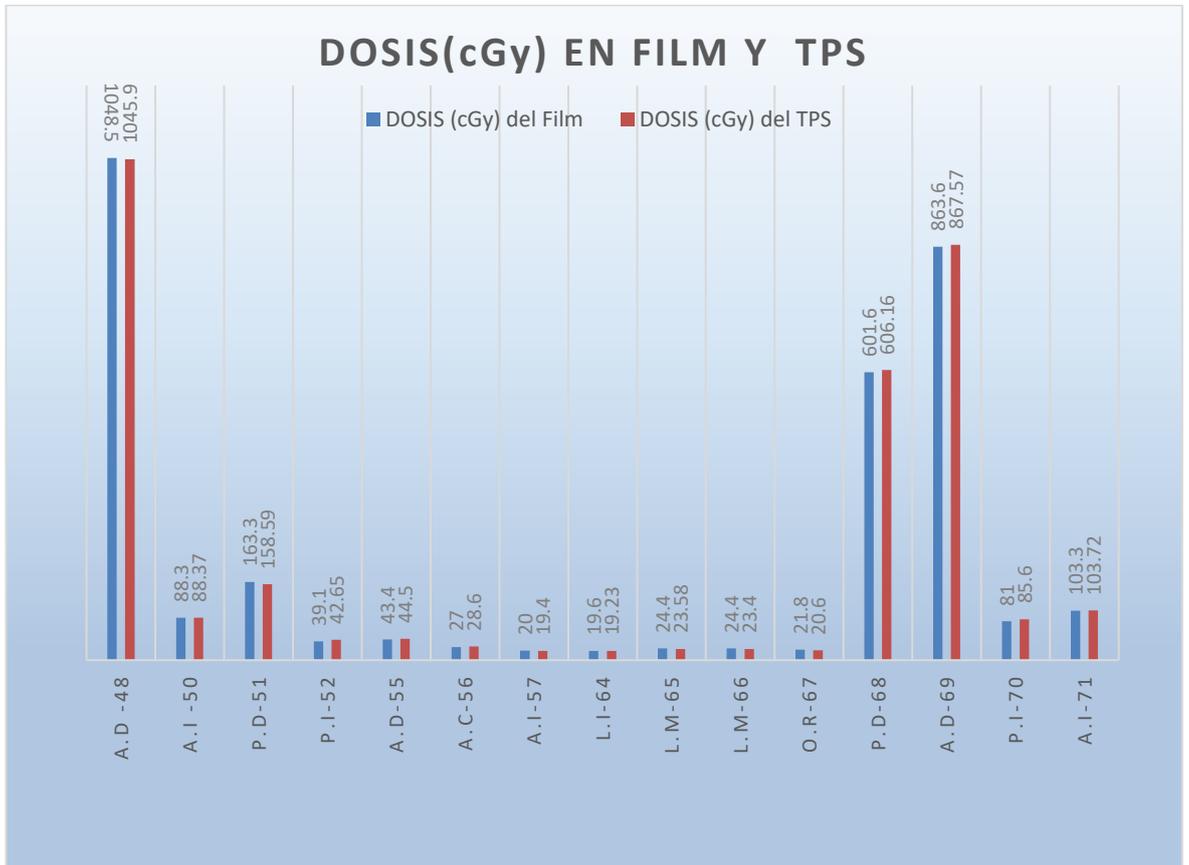
GRAFICA N° 5.5. Dosis en la película radiocromica (Film).



GRAFICA N° 5.6. Dosis en el sistema de planificación (TPS).



GRAFICA N ° 5.7. Comparación de dosis en películas radiocromicas(FILM) y el sistema de planificación (TPS).



V DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

6.1 Contrastación y demostración de la hipótesis con los resultados.

Se planteó inicialmente que el uso de películas radiocrómicas y sistema de planificación permitirán medir la dosis en el interior de un maniquí de mama y en la periferia para braquiterapia intersticial, con los resultados obtenidos se puede observar que, si se produjo una irradiación a las películas radiocrómicas así como también se obtuvo el cálculo de dosis absorbida en distintos puntos y en la posición de las películas radiocrómicas, obteniéndose una variación de 0.09 % tanto para la dosis medida con película radiocrómica y dosis calculado con el sistema de planificación. Sin embargo, se obtuvo una alta variación del 8.29% debido a la no coincidencia en la posición de la película radiocrómica con el punto a calcular en el sistema de planificación. Otros Factores que pudieron haber influenciado en el cálculo es el aire.

La variación mínima que se obtuvo con respecto a la película radiocrómica nos garantiza la posibilidad de medir la dosis con este tipo de detector especial para la toma de datos dosimétrico. Así como también presenta una alta resolución espacial arrojando un óptimo resultado en la medida de dosis.

Con respecto al uso del programa de control de calidad se determinó la actividad de la fuente de Ir-192 con un valor de 3.8 Ci para una desviación del 0.12 % con respecto al valor inicial.

6.2. Contrastación de los resultados con otros estudios similares.

Distintos autores han estudiado la dosimetría en braquiterapia intersticial con diferentes métodos y materiales, Sus investigaciones dieron como conclusión para la comparación de las distribuciones de dosis medida experimentalmente y calculada por el sistema de planificación, que les permiten verificar la eficacia de los métodos empleados. Obtuvieron resultados en valores de tolerancia por debajo del 5% respecto a la variación de dosis.

Según Sujatha Pai, et al. Realizo medidas experimentales para braquiterapia con películas radiocrómicas y comparo con el sistema de planificación. La prescripción para el cálculo con el sistema de planificación fue de 500 cGy, en una sola sesión y obtuvo como resultado de dosis medida con película radiocrómica 770 cGy y la calculada con el TPS fue de 805 cGy, la diferencia porcentual de ambas medidas fue de 4.5%.

Según Heyward N. Solarte Garcia. Realizo medidas experimentales para braquiterapia intersticial de mama, con detector arreglo de cámaras de ionización y comparo con el sistema de planificación. La prescripción para el cálculo con el sistema de planificación fue de 340 cGy en una sola sesión, obteniendo valores calculados por el planificado de 46.6 cGy (valor mínimo) y de 267.9 cGy (valor máximo), los valores medidos fueron de 40.6 cGy (valor mínimo) y 229.2 cGy (valor máximo). Así mismo realizo la comparación dosimétrica entre los mapas de fluencia proporcionados por el sistema de planificación y las medidas efectuadas mediante el criterio del índice gamma dosis – distancia física (4%, 4mm)

6.3. Responsabilidad ética de acuerdo a los reglamentos vigentes.

Los resultados obtenidos fueron producto de las mediciones realizadas ínsito, doy fe que realice las mediciones de acuerdo a protocolos establecidos y los datos obtenidos son veraces debido a que estos fueron medidos con equipos calibrados. Estos equipos cuentan con certificados de calibración que se muestran en el anexo 1.

VII CONCLUSIÓN

Primero La comparación de las distribuciones de dosis absorbida medida con película radiocromica y calculada por el sistema de planificación para diferentes posiciones, nos permiten verificar la eficacia de los métodos empleados. Encontrando en los resultados valores de tolerancia que se encuentra por debajo del 10 % respecto a la variación de dosis, garantizando la correcta implementación de los aspectos dosimétricos en braquiterapia intersticial.

Segundo Las diferencias dosimétricas relativas presentadas en este trabajo ratifican los resultados de los estudios realizados y garantiza la correcta implementación de los aspectos dosimétricos de la braquiterapia intersticial de mama, trayendo como consecuencia directa el beneficio al paciente.

Tercero Se construyó un maniquí de parafina el cual fue empleado como sustituto del tejido mamario para simular interacciones de la radiación con la materia y garantizar una buena distribución de dosis uniforme.

Cuarto Las pruebas que se realizaron para verificar la estabilidad y linealidad de la cámara de ionización dieron como resultado que en calibraciones se mantiene el mismo punto de máxima respuesta y es ahí donde la cámara muestra mayor sensibilidad y la más alta la eficiencia en la colección de iones, en la misma posición de 1337 mm. Lo que se concluye que la cámara de ionización mantiene la reproducibilidad de respuesta a lo largo de varios meses, esto indica que esta almacenada en buen estado demostrando que mantiene integra las características físicas eléctricas y dosimétricas.

Quinto Posteriormente en la calibración y determinación de la actividad de la fuente radiactiva encontré un valor **SK medido de** $1.547 \text{ cGy m}^2 \text{ h}^{-1}$, que difiere del valor **SK teórico** un 0.14% de error. Este valor de error está dentro del rango de tolerancia que es igual a $\pm 3\%$, lo que se concluye que la fuente esta apta para ser utilizada en el software del Sistema de Planificación para brindar Tratamiento Clínico.

VIII RECOMENDACIÓN

Para obtener mejores resultados, la cámara de ionización, electrómetro empleado deben estar con vigencia en su calibración y debidamente de acuerdo con la fuente que se desea emplear y rango de energía siguiendo los estándares nacionales e internacionales por laboratorios de calibración dosimétrica. Para el caso de la película radiocromica, esta debe estar calibrada para un rango de energía según protocolos establecidos.

El material elegido para la construcción del maniquí debe poseer una densidad muy similar a la del tejido humano (1 g/m^3) y las películas radiocromicas son colocadas entre las divisiones del maniquí de mama, de manera que al juntarse las divisiones deben ser lo más compacto posible con el fin de evitar salida de aire y posteriores errores sistemáticos.

Durante la investigación se observó que el papel del Físico Medico no solo conlleva realizar calibraciones a las fuentes radiactivas, sino también garantiza la calidad de todos los aspectos técnicos que intervienen en los procesos, la efectividad y la seguridad de los mismos reduciendo así la probabilidad de accidentes, siendo el principal ejecutor de un programa de Garantía de calidad constante para mantener las condiciones óptimas de los equipos tecnológicos y el personal ocupacionalmente expuesto (médicos, licenciados radiólogos, enfermeras, secretarias), como de cada uno de los pacientes que necesitan ser tratados con radiaciones. Es por lo que se recomienda difundir de manera amplia la necesidad de colegas especialistas en esta área de trabajo multidisciplinario.

IX.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Dosimetry of interstitial Brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group No 43.**EE.UU. Vol 22.1995.

[2] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICIST IN MEDICINE. **Code of Practice for Brachytherapy Physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56.** EE.UU. Vol.21 .1997.

[3] ADRADA MOLANO, Jorge. **Análisis dosimétrico mediante películas radiocrómicas en tratamiento de IMRT.** Tesis de Maestría en Física Médica. Argentina. Universidad Nacional del Cuyo. 2011.

[4] BOUCHARD, H., LACROIX, F., BEAUDOIN, G., CARRIER, J., KAWRAKOW, I., **On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry.** Medical Physics.Vol. 36 ;1931-1946. 2009.

[5] BUTSON, M., et al., **Energy response of the new EBT2 radiochromic film to x-ray radiation,** Radiation Measurements **45** (2010) 836-839.

[6] BELTRÁN GÓMEZ, CRISTIAN. **Determinación de la distribución de dosis en tratamientos de cáncer de mama con fuentes de ¹⁹²Ir HDR.** Tesis de Magister. Medellín. Universidad Nacional de Colombia.2010

[7] BROSED SERETA y PÉREZ CALATAYUD. **Fundamento de la Física Médica.** ADI Servicios editoriales, España. Quinta Edición. 2014.

[8] CARRASCO SOLIS, EDUARDO. **“Creación de un software de cálculo dosimétrico para aplicadores planos del sistema de braquiterapia electrónica – intrabeam”**, Tesis de Magister, Perú. Universidad Nacional de Ingeniería. 2017

- [9] DEVIC, S., SEUNTJENS, J., SHAM, E., PODGORASK, E., ROSS, C., KIROV, A., SOARES, C., **Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner**, *Medical Physics*. Vol.32; 2245-2253. 2005
- [10] EVANS., S. DEVIC.,D, and PODGORS, E. **High dose-rate brachytherapy source position quality assurance using radiochromic film**, *Medical Physics Department*. Vol. 32: 13 a 15. October 2005.
- [11] FRICKER, K., **Collateral Exposure: The Additional Dose From Radiation Treatment**, University of Canterbury, New Zealand (2012).
- [12] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Prevention of High-Dose-Rate Brachytherapy Accidents**. ICRP Publication 97. 2005.
- [13] IAEA-TECDOC-1274/S. **Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia**. Sección de Dosimetría y Física Médica. Viena. 2014.
- [14] INSTITUTO NACIONAL DE ENFERMEDADES NEOPLÁSICAS. **Registro de cáncer de Lima Metropolitana Incidencia y Mortalidad 2010 – 2012**. Departamento de epidemiología y estadística del cáncer., Vol. 5: 2016
- [15] MAYERS, S. **Characterization of gafchromic EBT2 film for use in radiation therapy dosimetry**. Master of Science. University of Wollongong.2011.
- [16] PAELINCK, L., EBONGUE, A., DE NEVE, W., DE WAGTER, C., **Radiochromic EBT film dosimetry: Effect of film orientation and batch on the lateral correction of the scanner**, *Radiother. Oncol*. Vol. 84;194-195. 2007.
- [17] PALMER, A. NISBET, A. and BRADLEY, D. **Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniquesl**, *Medical Physics Department*. Vol. 58: 497 a 511. January 2013.

[18] PALMER, A. BRADLEY, D. and NISBET, A. **Physics-aspects of dose accuracy in high dose rate (HDR) brachytherapy: source dosimetry, treatment planning, equipment performance and in vivo verification techniques**, *Medical Physics Department*. Vol.4: 81 a 91. January 2012.

[19] PODGORSK ERVIN. **Radition Oncology Physics: A handbook for teachers and students**. Austria. IAEA Library Cataloging in Publication. 2005.

[20] PERIS BURGUET, SANDRA. **Cálculo de la estimación de dosis en órganos en braquiterapia mediante simulaciones de Monte Carlo y modelos realistas de pacientes**. Tesis de Licenciatura. España. Universidad Politécnica de Valencia. 2016.

[21] RAVIROSA A, SAMPER P, VILLAFRANCA E. **Braquiterapia 3D guiada por imagen**. EdikaMed, Barcelona. 2017.

[22] SOLARTE GARCÍA, HEYWARD. **Diseño y evaluación dosimétrica de un maniquí para tratamiento de mama con braquiterapia intersticial (hdr)**. Tesis de Licenciatura. Caracas. Universidad Central de Venezuela.2010.

[23] SORIANO VENTURA, ROSA. **Calibración de una fuente radiactiva de iridio-192, expresada en términos de intensidad de kerma en aire para ser implementada en el servicio de braquiterapia del instituto del cáncer de el salvador**. Tesis de Licenciatura. El Salvador. Universidad de el Salvador. 2016.

[24] SUJATHA, P. LAWRENCE, E. REINSTEIN, G. GLUCKMAN, Z., AND TAMARA, W. **The use of improved radiochromic film for in vivo quality assurance of high dose rate brachytherapy**, *Medical Physics*. Vol.25:1217. April 1998.

- [25] SHARMA, S. BIANCHI, C. CONTE, L. NOVARIO, R. AND BHATT, B. **Radiochromic film measurement of anisotropy function for high-dose-rate Ir-192 brachytherapy source.** *Physics in Medicine and Biology*. Vol.49: 4067 a 4072. August 2004.
- [26] SHAW MARTOS y WILLIART TORRES. Física Nuclear. Madrid. Alianza Editorial, S.A. Madrid. 1996.
- [27] SÁNCHEZ GALIANO, Pedro. “**Introducción a la física de la radioterapia**”, Oviedo. Unidad de radiofísica. Hospital Central de Asturias (2001).
- [28] MANGODL, C. RIJNDERS, A. GEORD, D. VAN LIMBERGEN, E. POTTER, R. HUYSKENS, D. **Quality control in interstitial brachytherapy of the breast using pulsed dose rate: treatment planning and dose delivery with an Ir-192 afterloading system.** *Radiotherapy and Oncology*. Vol. 58: 43-51. August 2000.
- [29] KELLIE, R. ANDERS, A. **Calculation in brachytherapy for a 192Ir source using a primary and scatter dose separation technique.** *Physics in Medicine and Biology*. Vol. 41: 1007 a 1024. August 1996.
- [30] WENDY. S. WASHANTA, F.MARTIN, C. TONY , W. STEPHEN, W. GEORGE, Q, and MOSHI, G. PH.D. *American Association of Medical Dosimetrists* Vol. 24: 197 a 203. juli 1999.
- [31] YANG, J. **Oncentra brachytherapy planning system.** American Association of *Medical Dosimetry*. February, 2018.

Título: “TRATAMIENTO DE CÁNCER DE MAMA: UNA MEDIDA DE DOSIS EN BRAQUITERAPIA INTERSTICIAL”

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	METODOLOGÍA	POBLACIÓN
<p>PROBLEMA GENERAL</p> <p>¿Es factible medir la dosis en puntos interiores del maniquí de mama y en la periferia con técnica de braquiterapia intersticial para tratamiento de cáncer de mama?</p>	<p>OBJETIVO GENERAL</p> <p>Medir la dosis con película radiocrómica en un maniquí usando la técnica de braquiterapia intersticial para tratamiento de cáncer de mama.</p>	<p>HIPÓTESIS GENERAL</p> <p>El uso de películas radiocrómica y el sistema de planificación permitirá medir la dosis en el interior de un maniquí de mama y en la periferia para braquiterapia intersticial.</p>	<p>TIPO</p> <p>La presente investigación es de tipo aplicada debido a que el objeto de estudio es de tipo experimental. Para la medida de dosis se absorbida se implementará un maniquí de mama que simule el tratamiento de braquiterapia intersticial, esta innovación constituirá algo práctico en la entrega de soluciones. Además esta investigación usa el método inductivo y deductivo, los cuales son parte fundamental en la aplicación del método científico.</p>	<p>POBLACIÓN</p> <p>No es requerida debido a la naturaleza de la investigación.</p> <p>MUESTRA</p> <p>No es requerida debido a la naturaleza de la investigación.</p>
<p>PROBLEMAS ESPECÍFICAS</p> <ul style="list-style-type: none"> • ¿En qué medida la actividad de la fuente de radiación obtenida del programa de control de calidad son similares a los resultados de sistema de planificación? • ¿Al utilizar la película radiocrómica para la dosimetría podría resultar una considerable incertidumbre en la precisión del cálculo de dosis? • ¿Al utilizar la película radiocrómica para la dosimetría podría resultar una considerable incertidumbre en la precisión del cálculo de dosis? 	<p>OBJETIVOS ESPECÍFICO</p> <ul style="list-style-type: none"> • Diseñar y elaborar un montaje experimental que permita comprobar los resultados de la simulación teórica. • Simular el tratamiento de braquiterapia intersticial mediante el modelamiento de la fuente de radiación. • Determinar la incertidumbre en la precisión del cálculo de dosis. 	<p>HIPÓTESIS ESPECÍFICAS</p> <ul style="list-style-type: none"> • El uso del programa de control de calidad permite determinar la calibración de la fuente de Ir-192. • Es posible medir la dosis con un tipo de detector especial para la toma de datos dosimétrico. • La alta resolución espacial del detector de radiación me arrojará un óptimo resultado en la medida de dosis. 		

Certificate For sealed Sources

G2-00025W

Serial Number of Afterloader: SN20173

Customer Name and Address: CLINICA SAN PABLO
CALLE LA CONQUISTA NO 145
SURCO
LIMA
PERU

Issue Date: 2017-11-29 (1)

Model Designation:	REF	105.002
Serial Number:	SN	D36G6510
Production Code:	LOT	34322/01 (DRN 07736)

Manufacturer Code: NLF 01 (7)

Serial Number of Transport Container: 2761C6

Serial Number of Check Cable: Not applicable

Certificate Number: fEWyc ry1mC 3H&9k HCavN Z0

SOURCE SPECIFICATIONS

Reference Air Kerma Rate: 53.26 mGy h⁻¹ +/- 5% at 1 m (2)

Measured at: 2017-11-28 17:40 CET (1)

Estimated Content Activity: 484.1 GBq (13.08 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: 2017-11-28 (1)
Measured at: 2017-11-28 (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

(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.

Manufactured by Mallinckrodt Medical B.V. * Westerduinweg 3 * 1755 LE Petten * NL * Telephone +31 224 567890
On behalf of Nucletron B.V.* Waardgelder 1 * 3905TH * Veenendaal * NL * +31 318 557 133

CALIBRATION CERTIFICATE

No. 1602690 (on a comparison measurement)

PTW

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 **[REF] TN33005 [SN] 121630**
 Detector Type Ionization Chamber

Manufacturer PTW-Freiburg
 Customer Clínica San Pablo
 El Polo 789, Santiago de Surco
 Lima, Peru

Order No. : AU1602384
 Order Date : 2016-07-20

Calibration Results

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

Reference Air Kerma Rate	$N_{\text{RAKR}} = 9.221 \cdot 10^5 \text{ Gy m}^2 \text{ h}^{-1} \text{ A}^{-1}$
Apparent Activity	$N_{\text{AA}} = 8.383 \cdot 10^{18} \text{ Bq A}^{-1}$ or $N_{\text{AA}} = 2.266 \cdot 10^8 \text{ Ci A}^{-1}$

Source Type Correction Table

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

Source type correction according: $N_{\text{Source}} = N_{\text{RAKR}} \times k_{\text{Source}}$

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

Calibration Date **2016-07-05**
 Recalibration Interval 2 years (recommended)

Freiburg, 2016-07-21

PTW-Freiburg
 Physikalisch-Technische
 Werkstätten Dr. Pychlau GmbH

[Handwritten Signature]
 (Signature)

Reference Conditions

Temperature:	295.2 K (22°C)
Air Pressure:	1013.25 hPa
Relative Humidity:	50%
Chamber Voltage/Polarity:	+ 400 V

Measurement Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	(294.2 ± 3) K / (21 ± 3) °C
	Air Pressure Range:	(1000 ± 50) hPa
	Rel. Humidity Range:	(40 ± 20) %
Irradiation Conditions	Isotope:	¹⁹² Ir
	Source Activity:	approx. 5 Ci or 185 GBq
	Comparison Reference:	TW33004-00237
Detector Arrangement	Reference point position at approx. 95 mm below the upper edge of the chamber well (refers to the position with the maximum reading). (For further information see manual and data sheet of detector.)	
Leakage	Negligible during calibration	

Adapter/Applicator Correction

Adapter	Applicator	$k_{\text{Applicator}}(^{192}\text{Ir})$	$k_{\text{Applicator}}(^{60}\text{Co})$
T33002.1.009	-	1.000	1.000
T33004.1.011 / .012 / .013	LAA 1400-GYN Ø 3 mm	1.019	1.024
T33004.1.012	4.7Fr VariSource Plastic Tipped Catheter	1.019	1.024
T33004.1.012	Varian GM11002070 Ø 3 mm	1.029	1.027
T33004.1.013	11-00207 3 mm Ø steel applicator	1.029	1.027
-	Steel needle Ø 1.7 mm	0.986	0.976

Adapter/Applicator correction according: $N_{\text{AppI}} = N_{\text{Source}} \times K_{\text{Applicator}}$

Remarks

- The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation ($k=2$). The uncertainty of the calibration was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standards used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The overall uncertainty of a measurement is composed of the uncertainty of the calibration as well as uncertainty contributions that are caused by deviations from the reference conditions. A share for the long term instability of the object under calibration is not included.
- The comparison measurement is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the detector showing the intact sticker with the calibration certificate number. The calibration factors of instruments having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Test certificates without signature are not valid.
- The reference calibration factor is the one for *Reference Air Kerma Rate*.
- The ¹⁹²Ir conversion coefficient used between the *Reference Air Kerma Rate* calibration factor and the *Apparent Activity* calibration factor is $9.091 \cdot 10^{12} \text{ Gy}^{-1} \text{ h m}^{-2} \text{ Bq}$. All ¹⁹²Ir decay calculations are based on a half life time of 73.83 days.
- The ⁶⁰Co conversion coefficient used between the *Reference Air Kerma Rate* calibration factor and the *Apparent Activity* calibration factor is $3.273 \cdot 10^{12} \text{ Gy}^{-1} \text{ h m}^{-2} \text{ Bq}$. All ⁶⁰Co decay calculations are based on a half life time of 1925.3 days.
- The chamber is vented to atmospheric communication. Air density correction is necessary.
- The calibration object fully complies with the specifications given in the data sheet and user manual.
- The $k_{p,0}$ refers to the ¹⁹²Ir apparent activity calibration factor (N_{AA}). The current check source value (k_m) is to be obtained by calculating the product of the ¹⁹²Ir calibration factor N_{AA} and the electrometer reading (detector current). Before comparing with the k_m value the $k_{p,0}$ value has to be corrected with respect to the time elapsed and the half life time of the check source isotope ($\rightarrow k_p$).

NACHWEIS DER KALIBRIERUNG

Certificate of Calibration

Interne Ref. Nr. / Internal Ref. No. 1622781

PTW

PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761- 49055-0 FAX +49-(0)761- 49055-70 E-Mail info@ptw.de

Elektrometer / Electrometer : UNIDOS E [REF] T10010 [SN] 002197

Hiermit wird bestätigt, dass das oben genannte Messsystem unter Beachtung eines Qualitätssicherungssystems nach **DIN EN ISO 9001:2008** kalibriert wurde.

Die für die Kalibrierung verwendeten Messeinrichtungen werden regelmäßig kalibriert und sind rückführbar auf die nationalen Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB).

Das Gerät entspricht vollständig den Spezifikationen des Datenblatts und der Gebrauchsanweisung.

Das Gerät ist erfolgreich auf seine elektrische Sicherheit gemäß IEC 61010-1 und IEC 60601-1 geprüft worden.

Die für diesen Vorgang angefertigte Dokumentation kann bei Bedarf eingesehen werden.

Die Abweichungen liegen in allen Bereichen unterhalb von 0,5 % ($k_{elec} = 1,000$)

Der Selbstablauf während der Kalibrierung war $\leq \pm 1,0 \cdot 10^{-15}$ A

Die Genauigkeit der Verhältnisse zwischen je zwei Kammeranspannungen waren $\leq 0,5$ %

*We hereby confirm that the above mentioned measuring system was calibrated according to **DIN EN ISO 9001:2008** under the observation of a certified quality assurance system.*

The measuring installations used for calibration are regularly calibrated. The calibration of these systems is traceable to standards of the German National Laboratory (PTB).

The instrument fully complies with the specifications given in the data sheet and the user manual.

The instrument has been successfully checked for electrical safety acc. IEC 61010-1 und IEC 60601-1.

The documents established for this procedure are available for inspection on request.

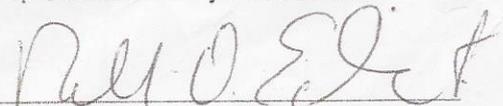
The deviations in all ranges are below 0.5 % ($k_{elec} = 1.000$)

Leakage during calibration was $\leq \pm 1,0 \cdot 10^{-15}$ A

The precision of the relations between bias voltages was ≤ 0.5 %

Freiburg, 21-Jul-2016

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pychlau GmbH


(Unterschrift/Signature)



Nucletron Pre-treatment report

Patient ID:	JON
Study ID:	unknownID

Patient information

Patient name:	PHANTOM, unknown
Referring physician	
Study description	

Plan overview

Plan name	FANTHO1	
Plan type	HDR	
Plan version	1	
Plan origin	Planning System	
Plan date	April-07-2018 11:52:10	
Plan modifcator	fisico	
Plan modification date	April-07-2018 11:52:29	
Applicator		
Total Reference Air Kerma	planned: 2327 uGy @ 1m (current: 2328 uGy @ 1m)	
Fraction number	1	
Total dose	300.00 cGy	
Reference dose	300.00 cGy	
	$\text{mGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$	Ci^*
Associated source strength	15.826	3.877
Total radiation time per fraction	planned: 529.3 s / rounded: 529.3 s (current: 533.2 s)	
Nuclide	Ir-192	
	Associated	Current
Half life	73.83 days	73.83 days

System overview

System type	HDR	
TU ID	20173	
Treatment room name		
Source serial number	D36G6510	

Source characteristics

Source strength	$\text{mGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$	Ci^*	Date
At calibration	53.260	13.048	November-28-2017 11:40:00
Current	15.715	3.850	April-07-2018 11:52:28
Delta		70.49 %	130d 0hr 12m 28s

* The Air Kerma Rate constant for calculating the apparent activity is $4082.0 \text{ uGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{Ci}^{-1}$.

Hospital name:

Date: April-07-2018

Time: 11:52:29

Page 1 of 1

TOMO/MEDIC	TOMOMOGRAFIA MEDICA S.A.C.	CÓDIGO:	AOE-P11-01
	ATENCIÓN ONCOLÓGICA ESPECÍFICA	VERSIÓN:	01
	PRUEBA DE ACEPTACIÓN DEL TPS ONCENTRA DE BRAQUITERAPIA	VIGENCIA:	08-11-2016
			Página 1 de 4

PRUEBA DE ACEPTACIÓN DEL TPS ONCENTRA BY NUCLETRON

Para la prueba de aceptación del TPS se simulo un tratamiento usando un aplicador ginecológico de cilindro de 1,5 cm de radio, donde se prescribió la dosis a 0.5 cm de la superficie del cilindro, que es uno de los tratamientos más habituales en Braquiterapia ginecológica.

Se prescribió una dosis de 5 Gy a 2 cm del eje central en un aplicador cilíndrico ginecológico, en coordenadas (x, y, z) cm = (2.6, 1.07, 3.51) cm. Esta planificación tuvo un tiempo de parada de la fuente de 177.6 s. Posteriormente se evaluó la dosis en cuatro puntos (P1, P2, P3 y P4), colocados consecutivamente en el eje x (tal como se muestra en la Figura 1).

Para el cálculo de dosis se utilizó la siguiente formula:

$$D = \dot{D} \times t \times f_c$$

Dónde:

$$\dot{D} = \frac{A \times \Gamma_{Ir192}}{d^2}$$

Γ_{Ir192} : Constante Gamma del Ir192

A: Actividad

d: distancia de la fuente al punto de cálculo

t: tiempo

D: Dosis

\dot{D} : Tasa de dosis en aire

Para el cálculo manual se utilizaron los siguientes datos:

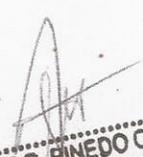
$$\Gamma_{Ir192} = 0.01123 \text{ Gy cm}^2 / \text{s Ci}$$

Actividad de fuente aparente: 8.83034 Ci

f_c = Factor de corrección agua-aire:

$$f_c = \frac{0.03261 \text{ cm}^2 / \text{g}}{0.0293 \text{ cm}^2 / \text{g}}$$

$$f_c = \frac{(\mu_{en}/\rho)_{\text{agua}}}{(\mu_{en}/\rho)_{\text{aire}}} = 1.1116$$


RICHAR R. PINEDO CADILLO
 Físico Médico - Braquiterapia
 LIC IPENIOTAN N° 1156-13
 C.F.P. N° 0460

TOMOMEDIC	TOMOMOGRAFIA MEDICA S.A.C.	CÓDIGO:	AOE-P11-01
	ATENCIÓN ONCOLÓGICA ESPECÍFICA	VERSIÓN:	01
	PRUEBA DE ACEPTACIÓN DEL TPS ONCENTRA DE BRAQUITERAPIA	VIGENCIA:	08-11-2016
			Página 2 de 4

Los cálculos obtenidos fueron los siguientes:

Punto de prescripción	
A (Ci)	8.8303444
Γ_{Ir192} (Gycm2/sCi)	0.01123
f_c	1.1116
d (cm)	2
t (s)	177.6
\dot{D} (Gy/s)	2.48E-02
D (Gy)	4.40
Dw (Gy)	4.89

Punto P1	
A (Ci)	8.8303444
Γ_{Ir192} (Gycm2/sCi)	1.12E-02
f_c	1.1116
d (cm)	2.5
t (s)	177.6
\dot{D} (Gy/s)	1.59E-02
D (Gy)	2.82
Dw (Gy)	3.13

Punto P2	
A (Ci)	8.8303444
Γ_{Ir192} (Gycm2/sCi)	1.12E-02
f_c	1.1116
d (cm)	3
t (s)	177.6
\dot{D} (Gy/s)	1.10E-02
D (Gy)	1.96
Dw (Gy)	2.18

Punto P3	
A (Ci)	8.8303444
Γ_{Ir192} (Gycm2/sCi)	1.12E-02
f_c	1.1116
d (cm)	3.5
t (s)	177.6
\dot{D} (Gy/s)	8.10E-03
D (Gy)	1.44
Dw (Gy)	1.60

Punto P4	
A (Ci)	8.8303444
Γ_{Ir192} (Gycm2/sCi)	1.12E-02
f_c	1.1116
d (cm)	4
t (s)	177.6
\dot{D} (Gy/s)	6.20E-03
D (Gy)	1.10
Dw (Gy)	1.22


RICHAR R. PINEDO CADILLO
 Físico Médico - Braquiterapia
 LIC IPENOTAN N° 1156-13
 C.F.P. N° 0460