

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES Y MATEMÁTICA
ESCUELA DE FÍSICA



TRABAJO DE GRADUCACIÓN

**Dosimetría en Vivo Empleando un Sistema
de Imagen Portal en el Hospital de
Oncología del Instituto Salvadoreño del
Seguro Social**

Presentado por:

Walter Adalberto Montoya Bernal

Para optar al grado de:

Licenciado en Física

Docente asesor:

M.Sc. Oscar Armando Amaya Monterrosa

Asesor externo:

Lic. Miguel Ángel Salvador Colorado Campos

Ciudad Universitaria, 11 de diciembre de 2024

Autoridades universitarias

Universidad de El Salvador

Rector

M.Sc. Juan Rosa Quintanilla Quintanilla

Vicerrectora Académica

Dra. Evelyn Beatriz Farfán Mata

Vicerrector Administrativo

M.Sc. Roger Armando Arias Alvarado

Secretario General

Lic. Pedro Rosalío Escobar Castaneda

Fiscal General

Lic. Carlos Amilcar Serrano Rivera

Facultad de Ciencias Naturales y Matemática

Decano

Dr. Luis Gilberto Parada Gómez

Vicedecano

Dr. José Nery Funes Torres

Secretaria

M.Sc. Ángela Gudelia Portillo de Pérez

Director Escuela de Física

Dr. Rafael Antonio Gómez Escoto

Ciudad Universitaria, 11 de diciembre de 2024

*A Dios y a mi familia,
por su apoyo incondicional y amor infinito.*

Agradecimientos

En primer lugar, quiero expresar mi más profundo agradecimiento a Dios, por haberme dado la salud, fortaleza y las oportunidades necesarias para llevar a cabo este trabajo.

De igual manera, extendiendo mi gratitud a mi madre, mis tíos y mi prima, quienes, con su incondicional apoyo y dedicación, han sido un pilar en mi vida, siempre pendientes de mi educación y crecimiento personal. Su aliento constante ha sido una fuente invaluable de motivación.

A mis asesores, M.Sc. Amaya Monterrosa y Lic. Salvador Campos, les agradezco profundamente por confiar en mí y por su invaluable orientación a lo largo de esta investigación. En especial, al Lic. Salvador Campos, por su paciencia y dedicación en el desarrollo e interpretación de los algoritmos de procesamiento que fueron esenciales para este trabajo.

Finalmente, deseo expresar mi agradecimiento al Instituto Salvadoreño del Seguro Social (ISSS) y a los físicos del área de física médica, quienes me guiaron en el desarrollo de este trabajo y me brindaron conocimientos clave para mi formación en este apasionante campo de la física médica.

Índice general

Resumen	I
Introducción	II
1. Fundamento teórico	1
1.1. Antecedentes	1
1.1.1. Inicios de la Dosimetría en Vivo	1
1.1.2. Dosimetría en Vivo con EPID	1
1.2. Estado del conocimiento	2
1.2.1. Avances en Algoritmos Predictivos	2
1.2.2. Aplicaciones Clínicas	2
1.2.3. Identificación y Corrección de Errores	2
1.3. Dosimetría y unidades de la radiación	2
1.3.1. Bases biológicas	3
1.3.2. Unidades	3
1.4. Interacciones de la radiación ionizante	4
1.4.1. Producción de rayos X	4
1.4.2. Interacción de los fotones con la materia	5
1.5. Acelerador Lineal	7
1.5.1. Componentes principales de un linac	8
1.6. Evolución de la radioterapia	9
1.6.1. Radioterapia convencional (2D)	9
1.6.2. Radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT)	9
1.6.3. Radioterapia de intensidad modulada	10
1.7. Dosimetría en vivo	11
1.7.1. Dosímetros utilizados para dosimetría en vivo	11
1.7.2. Enfoques para la información de la dosis con EPID	12
1.8. Dosimetría portal	13
1.8.1. Imágenes portales	14
1.8.2. EPID aS1000	14
1.9. Análisis gamma (γ)	16
1.9.1. Criterio de búsqueda 3%, 3 mm	17
2. Metodología	18
2.1. Acelerador y equipo de medición	18
2.2. Calibración del EPID	19
2.2.1. Calibración del detector	19
2.2.2. Factores de corrección para la predicción de imágenes	20
2.3. Algoritmo de retroproyección	21
2.4. Verificación utilizando análisis gamma (γ)	26

3. Resultados y Discusión	27
3.1. Output Factors	27
3.2. Curva de linealidad de dosis	28
3.3. Kernel de deconvolución, $K_{ij}^{EPID,1}$	29
3.4. Dosis primaria en el plano del EPID	34
3.5. Verificación análisis gamma	35
4. Conclusiones y recomendaciones	39
4.1. Conclusiones	39
4.2. Recomendaciones	40
4.3. Trabajo a Futuro	40
Bibliografía	41
Anexos	43
Anexo A: Archivo input para cálculos de optimización	43
Anexo B: Imágenes de la ejecución y resultados del algoritmo	47
Anexo C: Imágenes de las medidas realizadas	48

Índice de tablas

1.1. Resumen sobre algunas características de detectores utilizados para dosimetría en vivo.	12
3.1. Valores de dosis por unidades monitor para sus respectivos campos.	27
3.2. Factores de salida normalizados al campo de referencia.	28
3.3. Parámetros de cálculo.	29

Índice de figuras

1.	Número de nuevos casos en 2022 en El Salvador, para todas las edades y ambos sexos. Tomada de GLOBOCAN, 2022.	II
1.1.	Ilustración del proceso bremsstrahlung [1].	4
1.2.	Ilustración de los rayos x característicos [1].	5
1.3.	Efecto fotoeléctrico [1].	6
1.4.	Efecto compton [1].	6
1.5.	Producción de pares e^\pm [1].	7
1.6.	Acelerador lineal Varian Trilogy.	8
1.7.	Componentes de un linac [1].	8
1.8.	3D-CRT. Intensidad de haz uniforme, que da lugar a distribuciones de dosis convexas. Adaptado de Miranda Holley [2].	10
1.9.	Intensidad modulada. Intensidad de haz no uniforme, da lugar a distribuciones de dosis cóncavas, protegiendo los órganos en riesgo (OARs). Adaptado de Miranda Holley [2].	10
1.10.	Representación gráfica de los enfoques. A) Enfoque prospectivo. B) Enfoque retrospectivo. Adaptada de Van Elmpt et al [3].	12
1.11.	EPID aS100 basado en silicio amorfo (a-Si).	14
1.12.	Sección transversal del EPID basado en silicio amorfo (a-Si). Indica la interacción de los rayos X con diferentes capas que generan señales eléctricas [4].	15
1.13.	Esquema del pixel basado en a-Si [5].	15
1.14.	Esquema del método de evaluación gamma para distribuciones de dosis en 1D. La curva continua es la distribución de referencia (D_r) y la curva punteada es la distribución a evaluar (D_e). Se muestran las "elipses de aceptación" para cuatro puntos: A), B), C) y D). A) Se encuentra en una región de bajo gradiente y se acepta por criterio de DD. B) Región de gradiente intermedio en la que ni el criterio de DD ni el DTA bastan para la aceptación, pero el punto se acepta porque se encuentra dentro de la elipse. C) Región de gradiente alto y se acepta por el criterio DTA. D) no se acepta porque el punto esta fuera de la elipse [6].	17
2.1.	Imágenes de calibración medidas EPID. (a) imagen de campo oscuro; (b) imagen de campo pleno.	20
2.2.	Imagen de dosis medida para 5 UM con EPID	22
2.3.	Parámetros de medidas utilizados con EPID y cámara de ionización.	23
2.4.	Configuración de montaje de la cámara de ionización CC13.	24
2.5.	Posicionamiento del fantoma de acrilicos con un espesor de 20 cm.	25
3.1.	Curva de linealidad de dosis para diferentes tasas de dosis.	28
3.2.	Perfil de Dosis EPID por tamaño de campo (cm^2)	29

3.3. Comparación de valores en el ROI Central de Dosis Portal y las medidas de cámara de ionización.	30
3.4. Deconvolución de la imagen para el campo 3x3 cm ²	31
3.5. Deconvolución de la imagen para el campo 5x5 cm ²	31
3.6. Deconvolución de la imagen para el campo 8x8 cm ²	32
3.7. Deconvolución de la imagen para el campo 10x10 cm ²	32
3.8. Deconvolución de la imagen para el campo 12x12 cm ²	33
3.9. Deconvolución de la imagen para el campo 15x15 cm ²	33
3.10. Función de transmisión total	34
3.11. Error porcentual de la dosis calculada a nivel del EPID.	35
3.12. Análisis para el campo 3x3 cm ²	36
3.13. Análisis para el campo 5x5 cm ²	36
3.14. Análisis para el campo 8x8 cm ²	37
3.15. Análisis para el campo 10x10 cm ²	37
3.16. Análisis para el campo 12x12 cm ²	38
3.17. Análisis para el campo 15x15 cm ²	38

Resumen

Debido a la creciente utilización de los sistemas de imagen portal en la dosimetría en vivo en la práctica clínica de radioterapia externa, es de vital importancia realizar dosimetría precisa y confiable; es fundamental para garantizar la seguridad y eficacia del tratamiento de radioterapia [7]. La utilización de sistemas de imagen portal proporciona una herramienta valiosa para evaluar en tiempo real la distribución de la dosis de radiación durante el tratamiento. No requiere un post-procesamiento; es decir, la rápida obtención de la distribución de dosis permite comparar entre diferentes sesiones la variabilidad de dosis administrada.

El propósito de esta investigación radica en la importancia de proporcionar resultados favorables a la verificación de dosis a partir de la dosimetría en vivo utilizando un método de retroproyección de dosis para garantizar una administración precisa de la dosis de radiación a los tratamientos. Sin embargo, existen deficiencias en el conocimiento y limitaciones en la implementación de esta técnica, como el implementar un algoritmo de retroproyección [8, 9], la medición de los kerneles, el tiempo de cálculo y procesamiento de los datos dosimétricos.

La viabilidad de este trabajo se basa en la disponibilidad de un acelerador lineal y a su sistema de imagen portal en las instalaciones del hospital de oncología del seguro social, al acceso de fantomas y cámaras de ionización para realizar las medidas correspondientes y al espacio y apoyo por parte del personal de físicos médicos del hospital.

En este trabajo se realizaron medidas con cámara de ionización, EPID y fantomas para la obtención de los kerneles de deconvolución y convolución, estos kerneles permiten corregir la dosis por efectos de tamaño de campo y penumbra en el EPID, para ello fue necesario obtener unos parámetros de cálculo que por medio de una función de minimización se obtuvo la dosis corregida por ambos kernels.

Se concluye que el kernel de deconvolución $K_{ij}^{EPID,1}$ corrige perfectamente los perfiles disimétricos por el efecto de los tamaños de campo y que los parámetros obtenidos cumplen para dichos resultados en un máximo del 1.71 % de desviación en la dosis calculada para el tamaño de campo más grande (15x15 cm²).

Introducción

El cáncer es una enfermedad devastadora que afecta a millones de personas en todo el mundo. El cáncer es una enfermedad en la cual las células del cuerpo comienzan a crecer de manera descontrolada. Estas células anormales tienen el potencial de invadir tejidos cercanos y propagarse a otras partes del cuerpo. Según estadísticas reportadas por GLOBOCAN (Global Cancer Observatory) de la Agencia Internacional para la Investigación sobre el Cáncer (IARC) que forma parte de la OMS en el año 2020, se estimó que hubieron 19.3 millones de casos reportados ese año a nivel mundial para 185 países y casi 10 millones de vidas fallecidas, llegando a convertirse en la principal causa de muerte a nivel mundial [10]. En El Salvador según reportes de la página oficial de GLOBOCAN en el año 2022 hubieron 9,799 casos de incidencias de cáncer y 5,292 personas fallecidas debido a esta enfermedad, como se muestra en la Figura 1. Existen diversos tipos de cáncer que afectan a diferentes partes del cuerpo, pero algunos de los más comunes en El Salvador son el cáncer de mama, próstata, estómago, colorrectal, cérvix uterino, entre otros.

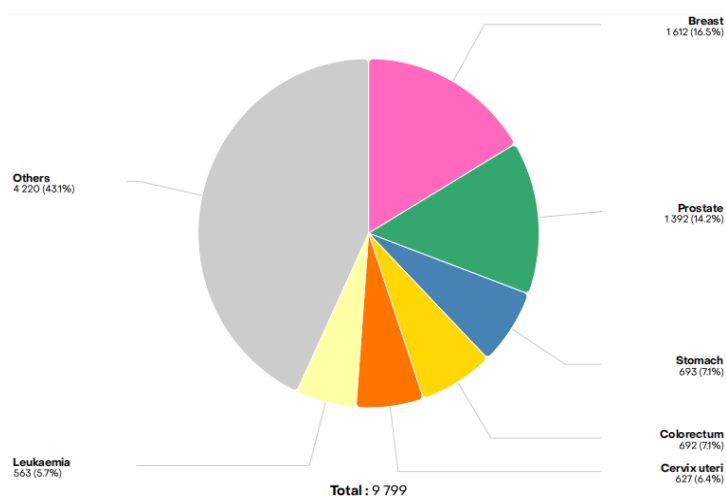


Figura 1: Número de nuevos casos en 2022 en El Salvador, para todas las edades y ambos sexos. Tomada de GLOBOCAN, 2022.

El cáncer se caracteriza por el crecimiento descontrolado de células anormales en el cuerpo. Estas células cancerosas tienen la capacidad de dividirse y multiplicarse sin control, invadiendo los tejidos sanos circundantes. Además, una de las características más preocupantes del cáncer es su capacidad para propagarse a otras partes del cuerpo, ya sea a través del sistema sanguíneo o del sistema linfático. Este proceso de propagación, conocido como metástasis, puede dificultar aún más el tratamiento y reducir las posibilidades de supervivencia de los pacientes [11]. El tratamiento del cáncer puede variar según el tipo y la etapa de la enfermedad, así como las características individuales del paciente, algunos de los principales tratamientos se encuentran la cirugía, la quimioterapia y la radioterapia. El objetivo principal de los tratamientos contra el cáncer es eliminar o con-

trolar el crecimiento de las células cancerosas en el cuerpo. Dependiendo de la situación individual de cada paciente, los objetivos específicos pueden ser dedicados a la curación, prolongación de la vida (tratamientos paliativos) y alivio de síntomas.

La radioterapia es una disciplina médica que mediante su uso se aprovechan los efectos biológicos de la radiación ionizante con el objetivo de erradicar las células de los tejidos tumorales, a través de una administración controlada y dosificada de radiación, protegiendo los tejidos sanos circundantes, tanto como sea razonablemente posible. Las dos formas principales de uso médico de la radiación ionizante son: braquiterapia y radioterapia de haz externo (EBRT). En braquiterapia, las fuentes radiactivas como por ejemplo el ^{192}I se colocan directamente en el volumen de tratamiento o cerca de este [12]. La modalidad de radioterapia más utilizada es la radioterapia de haz externo. En la modalidad de haz externo la radiación ionizante se genera en una máquina y por medio de varios elementos el haz se dirige hasta el cuerpo del paciente para el debido tratamiento. Para este estudio sobre Dosimetría en Vivo Empleando un Sistema de Imagen Portal en el Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social la modalidad empleada es la radioterapia de haz externo.

Capítulo 1

Fundamento teórico

1.1. Antecedentes

La dosimetría en vivo (IVD) se refiere a la medición de la dosis de radiación absorbida directamente por los tejidos del paciente durante el tratamiento de radioterapia, con el objetivo de verificar y asegurar la precisión del tratamiento. Estos estudios empezaron a surgir a partir de 1950, cuando comenzaron a emplearse detectores para IVD con el objetivo de monitorear la dosis recibida por los pacientes durante los tratamientos. Desde entonces, la IVD ha evolucionado significativamente, impulsada por los avances tecnológicos y la creciente necesidad de asegurar la precisión y seguridad en los tratamientos oncológicos.

1.1.1. Inicios de la Dosimetría en Vivo

En los primeros años, los métodos de dosimetría en vivo empleaban detectores de ionización y dosímetros termoluminiscentes (TLDs). Estos dispositivos, aunque efectivos para medir la dosis absorbida, presentaban limitaciones en cuanto a la precisión y la capacidad de proporcionar resultados en tiempo real. Sin embargo, estas primeras aproximaciones sentaron las bases para el desarrollo de técnicas más avanzadas y precisas [13].

1.1.2. Dosimetría en Vivo con EPID

La introducción de los detectores electrónicos portal (EPID) a finales de la década de 1980 y principios de los 1990 representó un avance significativo en la dosimetría en vivo [14]. Los EPID, inicialmente diseñados para la verificación de la posición del paciente y la administración del tratamiento, demostraron ser herramientas valiosas para la dosimetría en vivo debido a su capacidad para proporcionar imágenes de alta resolución y datos dosimétricos en tiempo real.

Los EPID funcionan mediante la detección de la radiación de transmisión a través del paciente y convertida en una imagen digital. Esta imagen puede ser utilizada para calcular la dosis absorbida en diferentes puntos del cuerpo del paciente, permitiendo la verificación continua del tratamiento y la corrección de posibles desviaciones. La precisión y la capacidad de los EPID para integrarse con sistemas de planificación de tratamientos han mejorado la calidad y seguridad de la radioterapia moderna.

1.2. Estado del conocimiento

Últimamente la IVD ha emergido como una herramienta vital en la verificación de dosis durante la radioterapia, ofreciendo una capa adicional de seguridad y precisión en los tratamientos de radioterapia. La tecnología basada en EPID se ha consolidado como el método predominante para la IVD, gracias a su capacidad para proporcionar imágenes cuantitativas de la fluencia del haz en tiempo real. Actualmente la dosimetría en vivo con EPID se desarrolla en base a tres puntos importantes: (1) desarrollo de nuevos algoritmos, (2) nuevas aplicaciones de la IVD con EPID, y (3) identificación de errores y análisis de sensibilidad de errores [15].

1.2.1. Avances en Algoritmos Predictivos

Recientemente, se han desarrollado y mejorado varios algoritmos predictivos que incrementan la precisión de la dosimetría en vivo. Entre estos avances se encuentran métodos empíricos que estiman la dosis en un plano bidimensional dentro del paciente, incorporando correcciones fuera del eje y kernel (núcleos) gaussianos asimétricos para efectos de penumbra del haz. Además, los métodos híbridos que combinan simulaciones Monte Carlo con correcciones analíticas han demostrado mejorar tanto la precisión como la velocidad de las simulaciones, como es el caso del trabajo de *Guo et al.* Estos desarrollos han sido validados y comparados con opciones comerciales como "Dosimetry Check" y "EpiGray", las cuales han mostrado altos índices de aprobación gamma en estudios controlados, confirmando su eficacia y fiabilidad.

1.2.2. Aplicaciones Clínicas

La dosimetría en vivo basada en EPID se ha aplicado exitosamente en diversas áreas clínicas. En particular, ha mostrado ser crucial en la radioterapia estereotáctica corporal (SBRT) y en el uso de aceleradores lineales de resonancia magnética (MR-linac), como se muestra en el trabajo de *Esposito et al.* Estas aplicaciones han mejorado la precisión del tratamiento, permitiendo ajustes en tiempo real y asegurando que la dosis administrada coincida con la planificada. La implementación de EPID en estos contextos clínicos ha demostrado ser efectiva no solo en la mejora de los resultados del tratamiento, sino también en la reducción de riesgos para el paciente.

1.2.3. Identificación y Corrección de Errores

Uno de los aspectos más destacados de la dosimetría en vivo es su capacidad para identificar y corregir errores en la administración de la dosis como se presenta en *Bedford et al.* Estudios recientes han mostrado que la IVD puede detectar errores en la configuración del paciente, variaciones en la entrega de la dosis y cambios anatómicos durante el tratamiento. Los análisis de sensibilidad a errores han permitido desarrollar sistemas de detección más robustos, incrementando la confiabilidad de los tratamientos y asegurando una mayor precisión en la administración de la radioterapia.

1.3. Dosimetría y unidades de la radiación

El ser humano desde antes del descubrimiento de la radiación siempre ha estado expuesto a fuentes naturales de radiaciones ionizantes, como por ejemplo: materiales radiac-

tivos de la corteza terrestre, radiación cósmica, sustancias que se encuentran dentro del organismo humano (carbono, potasio), entre otros. A estas radiaciones se les conoce como radiaciones naturales de fondo que forman parte del medio ambiente. Con el tiempo y los nuevos avances se desarrollaron equipos de radiaciones ionizantes artificiales y el uso de fuentes radiactivas naturales se lograron utilizar en diversos campos como la medicina, industria, agricultura o la investigación que aportan muchos beneficios a la humanidad, pero debido a su uso también se está sometido a la exposición de estas radiaciones. Un ente encargado de compartir la filosofía de protección radiológica es la ICRP (International Committee for Radiation Protection) que proporciona recomendaciones generales y fundamentales para la utilización segura de las radiaciones ionizantes.

1.3.1. Bases biológicas

De acuerdo a la protección radiológica los efectos de las radiaciones ionizantes se pueden clasificar en dos tipos: estocásticos y deterministas.

A. Efectos estocásticos

Son aquellos cuyos efectos aumentan en probabilidad con la dosis, pero no en severidad, es decir, incluso a dosis muy bajas es posible que se pueda provocar transformaciones o muerte celular. Ejemplos incluyen el cáncer y las mutaciones genéticas. No hay evidencia científica de que exista un umbral de dosis, es decir, cualquier cantidad de radiación tiene el potencial de causar estos efectos, aunque la probabilidad es mayor con dosis más altas.

B. Efectos deterministas

Son aquellos cuyos efectos aumentan en severidad con la dosis y tienen un umbral de dosis. Solo se manifiestan si la dosis supera este umbral, efecto en que ocurre un grado importante de muerte celular, suficiente para que se detecten cambios en el tejido. Ejemplos incluyen quemaduras por radiación, cataratas y síndrome de radiación aguda. La severidad del efecto es mayor con dosis más altas.

1.3.2. Unidades

Con el uso de aplicaciones de las radiaciones ionizantes en áreas como la medicina, industria, científicas, etc, fue necesario definir las magnitudes y unidades que permitan caracterizar de manera cuantitativa la radiación.

Exposición: La exposición mide la cantidad de carga liberada por unidad de masa de aire. Se mide en coulombs por kilogramo (C/kg) o en roentgens (R), donde $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ de aire.

Dosis absorbida: Es la cantidad de energía depositada por la radiación ionizante por unidad de masa del material irradiado. Se mide en grays (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg} = 100 \text{ rad}$ (unidad antigua de dosis, $1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g}$).

$$D = \frac{dE_m}{dm} \quad (1.1)$$

donde dE_m es la energía media impartida por la radiación ionizante a una masa dm .

Dosis equivalente: Considera el efecto biológico de la radiación y se calcula multiplicando la dosis absorbida por un factor de ponderación de la radiación (WR), que depende del tipo de radiación. Se mide en sieverts (Sv), donde $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy} \times \text{WR}$. Este factor toma en cuenta que diferentes tipos de radiación tienen distintos niveles de daño biológico.

1.4. Interacciones de la radiación ionizante

1.4.1. Producción de rayos X

Existen dos mecanismos diferentes por los que se producen los rayos X. 1) da lugar a los rayos X bremsstrahlung, conocido también como radiación de frenado y 2) da lugar a los rayos X característicos.

1. Bremsstrahlung

El proceso de bremsstrahlung (radiación de frenado) es el resultado de la interacción entre un electrón de alta velocidad y un núcleo (Figura 1.1). El electrón al pasar cerca de un núcleo puede ser desviado de su trayectoria por la acción de las fuerzas de atracción coulombianas y perder energía en forma de bremsstrahlung. La energía se propaga por el espacio mediante campos electromagnéticos. Cuando el electrón, con su campo electromagnético asociado, pasa cerca de un núcleo, sufre una desviación y aceleración repentinas. Puesto que un electrón puede tener una o más interacciones bremsstrahlung en el material y una interacción puede resultar en la pérdida parcial o total de la energía del electrón, el fotón bremsstrahlung resultante puede tener cualquier energía hasta la energía inicial del electrón propagada por el espacio en forma de radiación electromagnética. Además, la dirección de emisión de los fotones bremsstrahlung depende de la energía de los electrones incidentes.

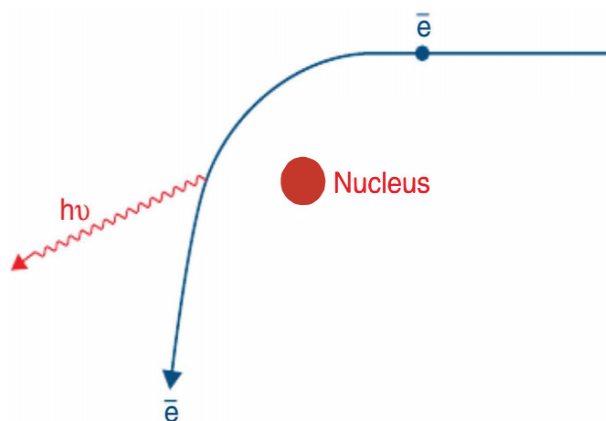


Figura 1.1: Ilustración del proceso bremsstrahlung [1].

2. Rayos X característicos

Los electrones que inciden en el blanco producen rayos X característicos (Figura 1.2). Un electrón, con energía cinética E_0 , puede interactuar con los átomos del blanco expulsando un electrón orbital (K, L o M) dejando el átomo ionizado. El electrón original se alejará de la colisión con una energía $E_0 - \Delta E$, donde ΔE es la energía dada al electrón orbital. Una parte de ΔE se gasta en superar la energía de enlace del electrón y el resto se lo lleva el electrón expulsado. Cuando se crea una vacante en un orbital, un electrón del orbital exterior caerá para llenar esa vacante. Al hacerlo, la energía se irradia en forma de radiación electromagnética. Esto se denomina radiación característica, es decir, característica de los átomos del blanco y de las capas entre las que se produjeron las transiciones.

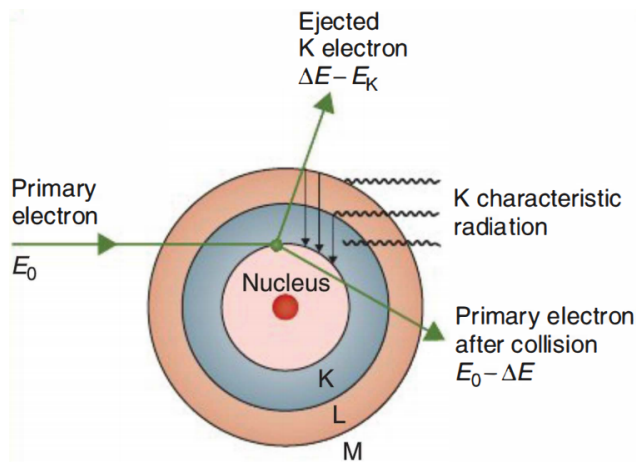


Figura 1.2: Ilustración de los rayos x característicos [1].

1.4.2. Interacción de los fotones con la materia

1. Efecto fotoeléctrico

Es un fenómeno en el que un fotón es absorbido por un átomo y, como resultado, uno de sus electrones orbitales es expulsado (Figura 1.3). En este proceso, toda la energía ($h\nu$) del fotón es absorbida primero por el átomo y después, esencialmente toda, es transferida al electrón atómico. La energía cinética del electrón expulsado (llamado fotoelectrón) es igual a $h\nu - E_B$, donde E_B es la energía de enlace del electrón. Las interacciones de este tipo pueden tener lugar con electrones de las capas K, L, M o N.

Una vez que el electrón ha sido expulsado del átomo, se crea una vacante en la capa, dejando al átomo en un estado de excitación. La vacante puede ser ocupada por un electrón del orbital externo con la emisión de un rayo X característico. También existe la posibilidad de emisión de electrones Auger (se produce cuando la energía liberada como resultado de que el electrón exterior llene la vacante, se cede a otro electrón de una envoltura superior, que posteriormente es expulsado).

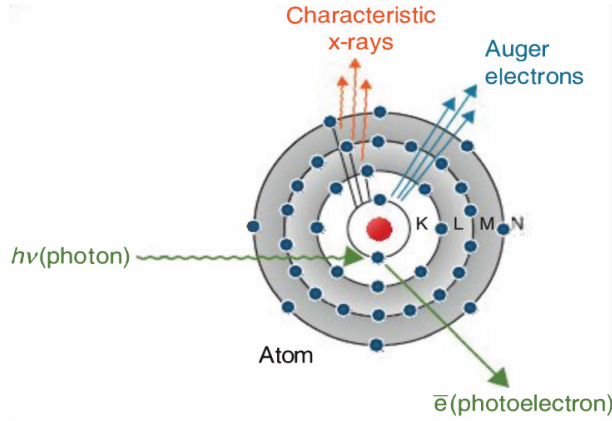


Figura 1.3: Efecto fotoeléctrico [1].

2. Efecto compton

En este fenómeno el fotón interactúa con un electrón atómico como si fuera un electrón "libre", es decir, la energía del fotón es mucho mayor que la energía de ligadura del electrón. En esta interacción, el electrón recibe algo de energía del fotón y se emite en un ángulo θ (Figura 1.4). El fotón, con menos energía, se dispersa en un ángulo ϕ .

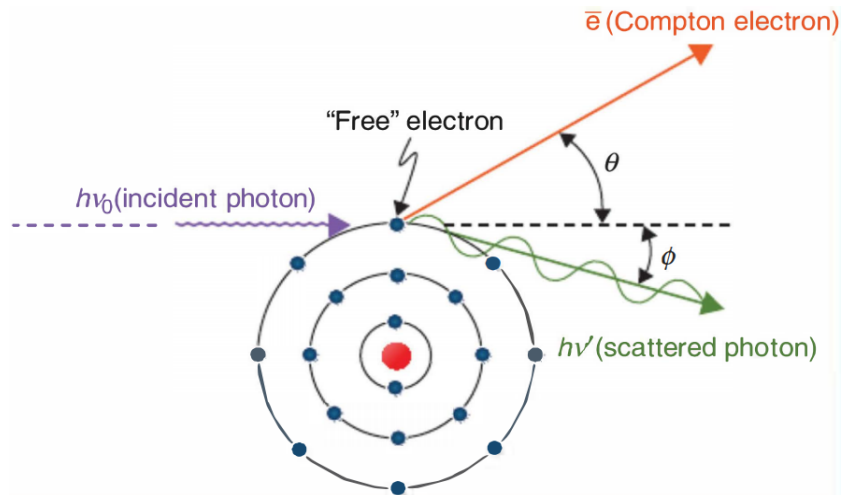


Figura 1.4: Efecto compton [1].

El proceso Compton puede analizarse en términos de una colisión entre dos partículas, un fotón y un electrón. Aplicando las leyes de conservación de la energía y el momento, se pueden derivar las siguientes relaciones:

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + (1 - \cos \phi)E_{\gamma}/mc^2} \quad (1.2)$$

$$T = \frac{(1 - \cos \phi)E_{\gamma}/mc^2}{1 + (1 - \cos \phi)E_{\gamma}/mc^2} E_{\gamma} \quad (1.3)$$

donde E_{γ} , $E_{\gamma'}$ y T son las energías del fotón incidente, fotón dispersado y electrón, siendo mc^2 la energía en reposo del electrón (0.511 MeV).

3. Producción de pares e^\pm

En este fenómeno la energía del fotón es superior a 1,02 MeV (dado que la energía de la masa en reposo del electrón equivale a 0,51 MeV), siendo esta la energía de umbral para el proceso donde la energía del fotón se reparte entre las partículas en forma de energía cinética, el fotón puede interactuar con la materia a través del mecanismo de producción de pares (Figura 1.5). El fotón interactúa fuertemente con el campo electromagnético de un núcleo atómico y cede toda su energía en el proceso de creación de un par electrón (e^- , e^+). La energía cinética total disponible para el par electrón-positrón viene dada por $(h\nu - 1,02)$ MeV. Las partículas tienden a emitirse en la dirección de avance respecto al fotón incidente.

La distribución de energía más probable es que cada partícula adquiera la mitad de la energía cinética disponible, aunque es posible cualquier distribución de energía. Por ejemplo, en un caso extremo, es posible que una partícula reciba toda la energía, mientras que la otra no recibe ninguna. El proceso de producción de pares es un ejemplo de suceso en el que la energía se convierte en masa, tal como predice la ecuación de Einstein $E = mc^2$. El proceso inverso, es decir, la conversión de masa en energía, tiene lugar cuando un positrón se combina con un electrón para producir dos fotones, llamada radiación de aniquilación.

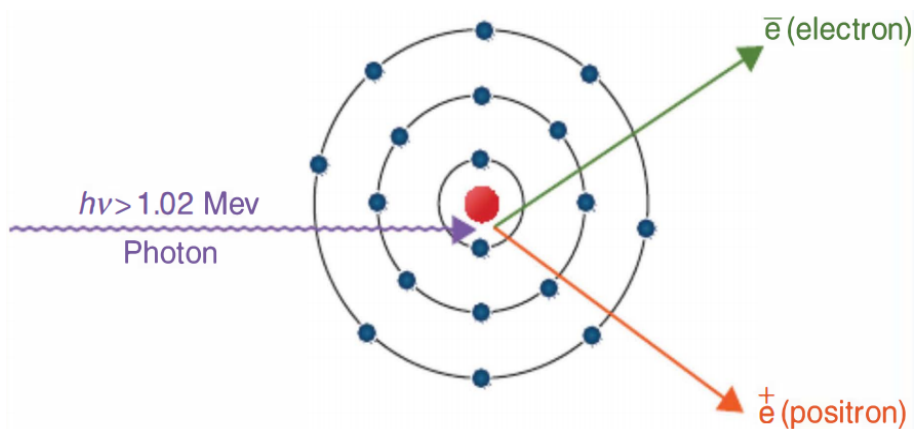


Figura 1.5: Producción de pares e^\pm [1].

1.5. Acelerador Lineal

Los equipos de radioterapia de haz externo (EBRT) son equipos médicos utilizados en el tratamiento del cáncer cuya finalidad es que la radiación que sale de ellos alcancen y destruyan las células malignas del tumor, mientras se minimiza la radiación de los órganos sanos circundantes. Uno de los equipos que mas se utiliza en la EBRT es el acelerador lineal de electrones (linac, Figura 1.6). Los linac aceleran los electrones mediante campos de microondas de radiofrecuencia en el cual se hacen incidir en un blanco (por ejemplo, tungsteno) para generar rayos X de megavoltaje (MV) para el tratamiento, o bien los propios electrones se dirigen al paciente, por ejemplo, para el tratamiento de tumores superficiales. La administración de la dosis al cuerpo del paciente se consigue con diferentes técnicas y métodos, con la utilización de sistemas de imagen tridimensionales (3D), sistemas de planificación del tratamiento en 3D y la administración de dosis en 3D.

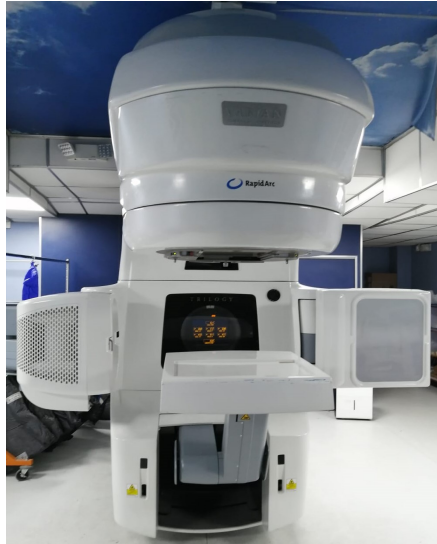


Figura 1.6: Acelerador lineal Varian Trilogy.

1.5.1. Componentes principales de un linac

Hay varios tipos de diseños de aceleradores lineales, pero los que se utilizan en radioterapia aceleran los electrones mediante ondas electromagnéticas viajeras o estacionarias de frecuencia en la región de las microondas (~ 3000 megaciclos/s).

La Figura 1.7 es un diagrama de bloques de un acelerador lineal médico que muestra los componentes principales y los sistemas auxiliares. Una fuente de alimentación proporciona corriente continua (CC) al modulador, que incluye la red de formación de impulsos y un tubo interruptor conocido como tiratrón de hidrógeno. Los pulsos de alto voltaje de la sección del modulador son pulsos de CC de superficie plana de unos pocos microsegundos de duración. Estos pulsos se envían al magnetrón o klystron y simultáneamente al cañón de electrones. Las microondas pulsadas producidas en el magnetrón o klystron se inyectan en el tubo o estructura del acelerador a través de un sistema de guía de ondas. En el instante adecuado, los electrones, producidos por un cañón de electrones, también se inyectan por impulsos en la estructura del acelerador.

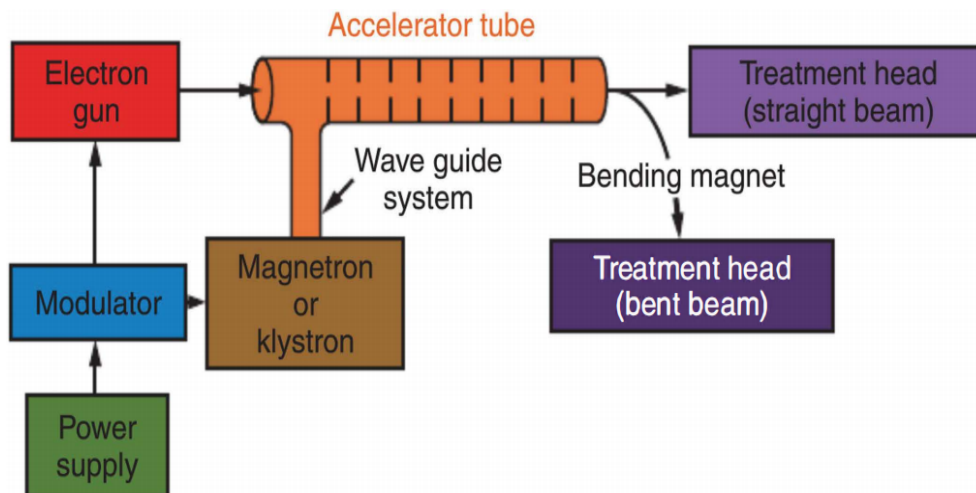


Figura 1.7: Componentes de un linac [1].

1.6. Evolución de la radioterapia

En las últimas décadas, la tecnología de la radioterapia ha mejorado considerablemente gracias a la inclusión de múltiples modalidades de imagen y tecnología informática en la planificación del tratamiento, junto con los logros tecnológicos de los linacs, han aumentado la precisión de la administración de la radioterapia. La intensidad modulada proporciona una irradiación altamente selectiva del objetivo con una caída pronunciada de la dosis a los tejidos normales vecinos [16]. Mientras que las técnicas convencionales de radioterapia (por ejemplo, las técnicas de caja de 4 campos) daban lugar a un baño de radiación de alta dosis en un gran volumen.

1.6.1. Radioterapia convencional (2D)

La radioterapia convencional 2D es una técnica de radioterapia que se basa en la administración de haces de radiación de campos laterales opuestos o "cajas" de cuatro campos. Esto se debe a que la planificación del tratamiento se basaba en una imagen radiográfica bidimensional (obtenida de un fluoroscopio) en un solo corte axial con configuraciones de haces bastante sencillas [17], lo que limitaba la capacidad de conformar el haz de radiación a la forma del tumor desde múltiples ángulos. Esta técnica se caracteriza por su baja precisión en la administración de la radiación, lo que puede resultar en una dosis inexacta a los tejidos normales cercanos y en una mayor probabilidad de efectos secundarios. Con el tiempo, se descubrió que la radioterapia convencional 2D tenía limitaciones importantes. La imposibilidad de conformar la dosis de radiación de manera precisa al tumor y la falta de capacidad para administrar dosis altas de radiación sin dañar los tejidos sanos circundantes limitaban su eficacia. Con el desarrollo de la CT y otras tecnologías, se desarrolló la radioterapia 3D-CRT, que permitía una conformación más precisa de la dosis de radiación y una mejor preservación de los tejidos sanos circundantes.

1.6.2. Radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT)

Existen diversos métodos y técnicas para suministrar la dosis de radiación al cuerpo del paciente. Una de ellas es la utilización de sistemas de imagen tridimensionales (3D), un sistema de planificación del tratamiento en 3D y la administración de dosis en 3D. Esta técnica permite ajustar el volumen de la dosis al volumen objetivo y mantener la dosis en los órganos sanos por debajo de su dosis de tolerancia (Figura 1.8). Esta técnica se conoce como radioterapia conformada 3D (3D-CRT).

En el plan de tratamiento de un paciente se utiliza el software de planificación 3D para diseñar y ajustar los campos al PTV (volumen objetivo de planificación), y la angulación de los haces. La optimización de un plan de tratamiento requiere no sólo el diseño de aperturas de campo óptimas, sino también direcciones de haz apropiadas, número de campos, pesos para cada haz y modificadores de intensidad (por ejemplo, cuñas). El tiempo necesario para planificar un tratamiento de 3D-CRT (planificación directa) dependerá de la complejidad del caso, la experiencia del equipo que hace la planificación y velocidad del sistema de planificación de tratamiento (TPS) [1].

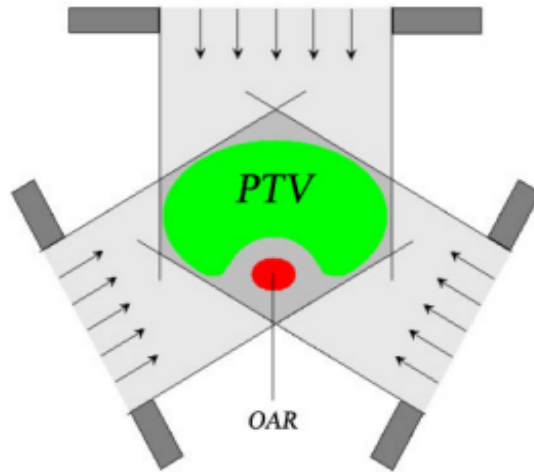


Figura 1.8: 3D-CRT. Intensidad de haz uniforme, que da lugar a distribuciones de dosis convexas. Adaptado de Miranda Holley [2].

1.6.3. Radioterapia de intensidad modulada

En la radioterapia 3D-CRT, la mayoría de los tratamientos se administran utilizando haces de radiación con una intensidad uniforme en todo el campo. Sin embargo, en algunos casos se pueden utilizar cuñas o compensadores para modificar el perfil de intensidad con el fin de compensar las irregularidades del contorno y producir distribuciones de dosis más uniformes. A este proceso se le conoce como modulación de la intensidad, que consiste en la modificación de los perfiles de intensidad del haz para cumplir con los objetivos de un plan de tratamiento. Una ventaja importante de la intensidad modulada sobre la 3D-CRT es la mayor capacidad para proporcionar distribuciones de dosis que se ajustan muy estrechamente al objetivo gracias a la modulación del colimador multihoja (MLC), incluso para formas muy complejas, por ejemplo las regiones cóncavas (Figura 1.9) [18].

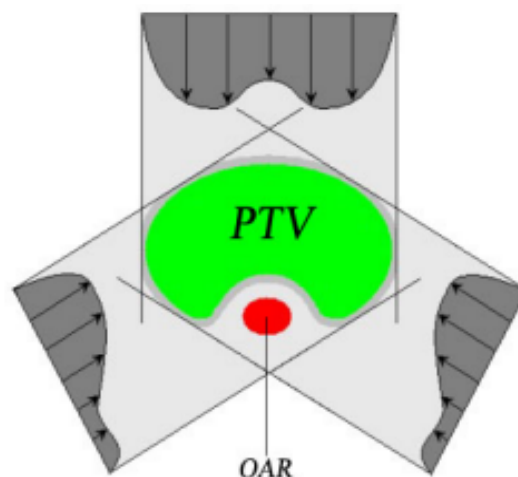


Figura 1.9: Intensidad modulada. Intensidad de haz no uniforme, da lugar a distribuciones de dosis cóncavas, protegiendo los órganos en riesgo (OARs). Adaptado de Miranda Holley [2].

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) es una técnica de radioterapia que utiliza una fluencia no uniforme desde cualquier ángulo del haz de tratamiento para me-

jorar la distribución de la dosis compuesta en el paciente. El planificador especifica los criterios de tratamiento para la optimización del plan y los perfiles de fluencia óptimos para un conjunto de direcciones del haz se determinan mediante un proceso llamado "planificación inversa".

Planificación inversa

El proceso de planificación del tratamiento implica dividir cada haz en un gran número de pequeños haces, conocidos como beamlets, y determinar el ajuste óptimo de sus fluencias o pesos. Para lograr esto, se utiliza un programa de planificación del tratamiento que realiza una planificación inversa, ajustando los pesos o intensidades de los beamlets para satisfacer los criterios de dosis predefinidos para el plan compuesto.

Existen varios métodos para calcular los perfiles de intensidad óptimos. Estos métodos, que se basan en la planificación inversa y pueden dividirse en dos grandes categorías [1]:

- Métodos analíticos. Se basan en técnicas matemáticas en las que la distribución de dosis deseada se invierte mediante un algoritmo de proyección inversa. En esencia, se trata de una inversión de un algoritmo de reconstrucción de CT en el que se reconstruyen imágenes bidimensionales a partir de funciones de intensidad unidimensionales.
- Métodos iterativos. En lugar de calcular directamente la solución óptima, estos métodos se basan en un proceso iterativo en el que se realiza un cálculo inicial y se ajustan gradualmente los parámetros de entrada hasta que se alcanza una solución que cumple con los criterios de dosis predefinidos. Este proceso iterativo se repite varias veces hasta que se alcanza la solución óptima. Los métodos iterativos pueden ser más lentos que los métodos analíticos, pero son más flexibles y pueden manejar restricciones más complejas en la planificación del tratamiento.

1.7. Dosimetría en vivo

1.7.1. Dosímetros utilizados para dosimetría en vivo

Dado que, en general, no hay manera de introducir un dosímetro dentro del volumen de tratamiento del paciente, se opta por utilizar diversos tipos de dosímetros según el sistema a trabajar, dosímetros que se pueden utilizar en tiempo real y dosímetros pasivos (es necesario basarse en un método de lectura después de la radiación). El sistema con dosímetros en tiempo real incluyen diodos, transistores de efecto de campo semiconductores de óxido metálico (MOSFET) y el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID). Los detectores no intervencionistas de este tipo tienen la capacidad de proporcionar información dosimétrica para la evaluación de la dosis durante el tratamiento. Por otro lado, para los detectores pasivos que no pueden proporcionar mediciones inmediatas se tienen los dosímetros luminiscentes estimulados ópticamente (OSLD), los dosímetros termoluminiscentes (TLD) y las películas (radiográficas y radiocrómicas). La tabla 1.1 resume algunas de las características de detectores para dosimetría en vivo [19].

Tabla 1.1: Resumen sobre algunas características de detectores utilizados para dosimetría en vivo.

Parametros	Diodo	MOSFET	TLD	OSLD	Film	EPID
Cables	-	-	+	+	+	+
Dependencia de la temperatura	-	+/-	+	+	+/-	+
Dependencia de la energía	-	-	-	-	-	-
Dosis	-	-	-	-	-	-
Tasa de dosis	-	-	+	+	+	+
Retraso de lectura	no	no	si	si	si	no
Principal ventaja	Buena reproducibilidad, lectura inmediata	Lectura inmediata, desvanecimiento menor	Sin cable, pocas correcciones, reutilizable	Sin cable, reutilizable	Distribución de dosis 2D, alta resolución, registro permanente	Distribución de dosis 2D y 3D, registro permanente
Principal desventaja	Calibraciones engorrosas, conexión por cable	Vida útil limitada, coste elevado	Insensible a la mano de obra, equipo de lectura específico	Corta vida útil, dependencia de la dosis acumulada, equipo de lectura específico	Coste, dispositivo de lectura específico	Coste, disponibilidad limitada de software comercial

Nota: - significa sin dependencia al parámetro; + significa dependencia al parámetro; +/- significa podría ser dependiente.

1.7.2. Enfoques para la información de la dosis con EPID

Los detectores EPID pueden ser utilizados en la medición de dosis de transmisión o de no transmisión de la radiación, es decir, con o sin un objeto atenuador (por ejemplo, un paciente o fantoma), en la trayectoria del haz. Estos métodos de dosimetría pueden ser clasificados en dos enfoques para la información de dosis medida en el EPID: el enfoque prospectivo (hacia adelante) y el enfoque retrospectivo (hacia atrás) [3] como se muestra en la Figura 1.10.

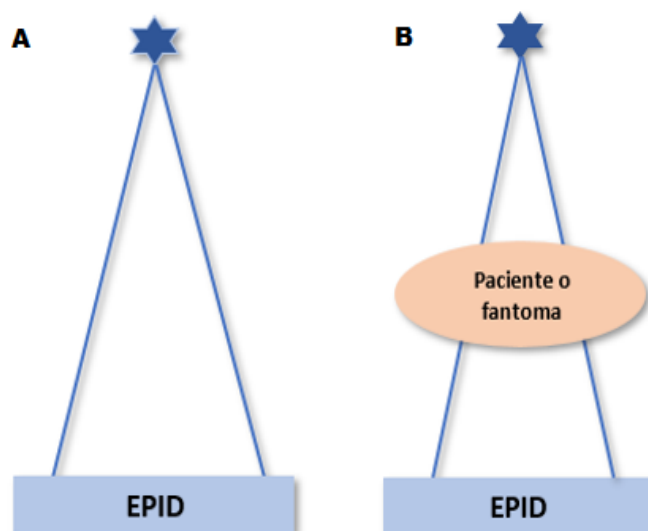


Figura 1.10: Representación gráfica de los enfoques. A) Enfoque prospectivo. B) Enfoque retrospectivo. Adaptada de Van Elmpt et al [3].

A. Enfoque prospectivo

En el enfoque prospectivo, la verificación de la fluencia o la dosis se realiza en la posición del generador de imágenes. Básicamente consiste en comparar la imagen portal medida con la imagen calculada al nivel del EPID sin objeto atenuador [8].

B. Enfoque retrospectivo

El enfoque retrospectivo la medición puede ser realizada fuera del objeto atenuador o con el objeto atenuador, y la verificación se lleva a cabo dentro del paciente o maniquí [8]. Consiste en reconstruir en el paciente la distribución de dosis 3D a partir de una imagen de dosis portal medida y compararla con la distribución de dosis calculada por el sistema de planificación de tratamiento (TPS). Esta comparación se realiza a nivel del paciente.

Estos enfoques se pueden emplear en los procedimientos de verificación dosimétrica de tratamiento basados en dosimetría portal que se pueden clasificar en dos categorías: in vivo, que se realizan durante el tratamiento con el paciente presente, y pre-tratamiento, que se llevan a cabo antes del tratamiento sin la presencia del paciente.

I. Dosimetría de pre-tratamiento

Se trata de una técnica de dosimetría sin transmisión, que se emplea comúnmente para verificar la calidad de los tratamientos de intensidad modulada. En este método, se utilizan modelos físicos (como un fantoma) para simular al paciente y se mide la dosis en puntos específicos en el modelo. También en este método se utiliza el detector EPID el cual se expone directamente al haz de radiación, sin la presencia de un maniquí o paciente en el medio. Los resultados se comparan con la dosis calculada por el TPS en función del tipo de medición, es decir, ya sea en fantoma o EPID.

II. Dosimetría en vivo

La dosimetría en vivo es un proceso fundamental en física médica que permite verificar la correcta ejecución del tratamiento planificado y también tiene la capacidad de detectar errores sistemáticos. El objetivo principal de esta técnica es garantizar la calidad del proceso radioterápico en su totalidad, de esta manera, se pueden prevenir posibles inadecuaciones en la administración de dosis a los pacientes durante los tratamientos de radioterapia. La dosimetría en vivo se encarga de medir la dosis de radiación que recibe el paciente en tiempo real durante la administración del tratamiento y compararla con la dosis planificada. En caso de que se detecte algún error en las primeras sesiones de tratamiento, la dosimetría in vivo permite realizar correcciones en las siguientes sesiones o, si es necesario, introducir compensaciones de dosis para las sesiones restantes del tratamiento [20]. De esta forma, se puede verificar que la radiación se está aplicando en la zona exacta y en la cantidad adecuada para asegurar una efectividad óptima del tratamiento. Este proceso de corrección y compensación es fundamental para garantizar la eficacia y la seguridad del tratamiento, evitando posibles daños en el tejido sano y asegurando que la dosis de radiación se aplique de manera precisa y efectiva en la zona a tratar.

1.8. Dosimetría portal

Con el avance de la tecnología en la radioterapia y de la necesidad de un sistema de imagen portal preciso y rápido para la verificación de tratamientos se impulsó el desarrollo de dispositivos electrónicos de imagen portal (EPIDs). La implementación del EPID permitió explorar el uso de este sistema con fines dosimétricos, conocida como dosimetría portal [21]. La dosimetría portal es una técnica en radioterapia que utiliza un detector de

imagen electrónica plana para medir la dosis de radiación que recibe el paciente durante el tratamiento. El detector se coloca detrás del paciente durante la administración del tratamiento y mide la cantidad de radiación que pasa a través del paciente en tiempo real. Los datos recopilados por el detector se comparan con los datos de dosis planificados para el tratamiento y se pueden utilizar para verificar la precisión del tratamiento y ajustar la dosis según sea necesario.

1.8.1. Imágenes portales

La verificación de la posición de tratamiento del paciente es un requisito crítico en la administración precisa del tratamiento de radioterapia. En este sentido, la imagen portal desempeña un papel fundamental. La adquisición de imágenes con el haz de radiación se denomina imagen portal [22], este sistema proporciona información visual en tiempo real del haz de radiación y de la posición del paciente, lo que permite realizar ajustes en el haz de radiación o en la posición del paciente para asegurar que la dosis de radiación sea entregada con alta precisión al tumor y se minimice la exposición a los tejidos normales circundantes. Anteriormente se solían utilizar películas radiográficas como sistemas de control, este método requiere mucho tiempo y trabajo lo que conlleva a una disminución en el rendimiento en una clínica de radioterapia [21].

1.8.2. EPID aS1000

El equipo que ha tomado gran relevancia en los últimos años en la rutina de tratamiento clínica de radioterapia es el EPID (Figura 1.11). Actualmente existen diferentes tipos de sistemas de detección que son:

- Detectores fluoroscópicos
- Detectores de cámara de ionización líquida
- Detectores de silicio amorfo (a-Si)

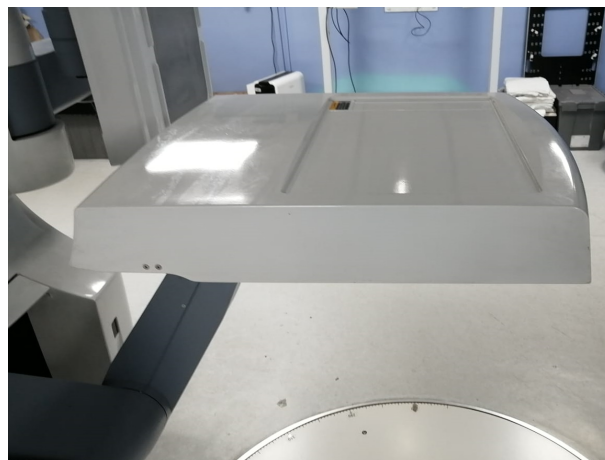


Figura 1.11: EPID aS100 basado en silicio amorfo (a-Si).

El EPID basado en silicio amorfo (a-Si EPID) es un detector de radiación de panel plano. El principio fundamental se basa en una placa metálica de Cu que convierte los fotones incidentes en electrones de alta energía y a su vez filtra los fotones de bajas energías

y electrones contaminantes. Los electrones generados interactúan con la pantalla de fósforo centellante (oxisulfuro de gadolinio dopado con terbio, $Gd_2 O_2 S:Tb$), ubicada por encima de la matriz de fotodiodos, generando fotones de luz visible. Los fotones generados son absorbidos por los fotodiodos subyacentes de a-Si que crean señales eléctricas [23]. En la Figura 1.12 se muestra un esquema simplificado del sistema EPID a-Si.

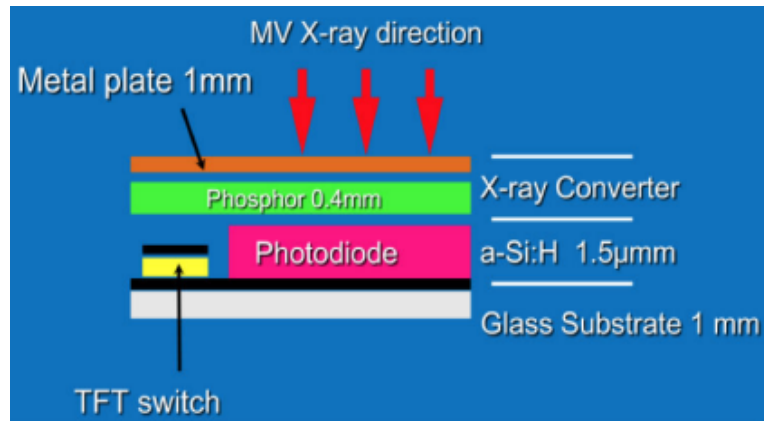


Figura 1.12: Sección transversal del EPID basado en silicio amorfo (a-Si). Indica la interacción de los rayos X con diferentes capas que generan señales eléctricas [4].

El EPID aS1000 tiene un área de imagen activa de $40 \times 30 \text{ cm}^2$ posicionando el detector a una $SDD = 100 \text{ cm}$ (distancia fuente-detector), proporciona una resolución de imagen de 1024×768 píxeles, lo que es equivalente a un tamaño físico de píxel de $0,39 \text{ mm}$ [24].

Cada píxel del panel a-Si consta básicamente de un fotodiodo (detectores) sensible a la luz y un transistor de película delgada (TFT). El fotodiodo actúa como un condensador, ya que la luz incidente se integra y captura como carga eléctrica. Al aplicarle una diferencia de potencial a la línea de puerta (gate line) esta se activa dando paso a la lectura de la carga mantenida por el fotodiodo que se lee a través de la línea de datos (data line) como se muestra en la figura 1.13. En el proceso que la carga pasa a través de la línea de datos esta llega a un amplificador donde la magnitud de esta señal es proporcional al número de fotones ópticos que han alcanzado el fotodiodo.

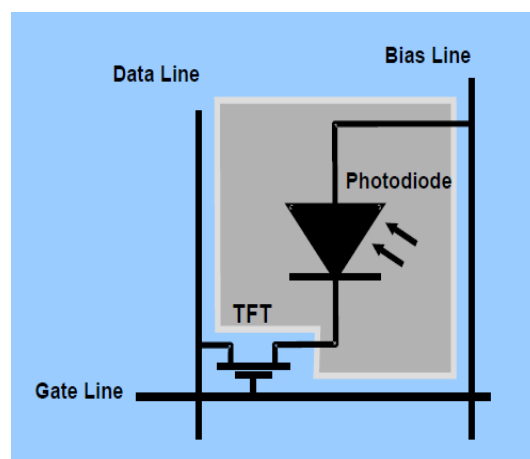


Figura 1.13: Esquema del píxel basado en a-Si [5].

A. Calibración del EPID

La calibración dosimétrica del EPID consiste, en términos generales, en aplicar ciertas correcciones sobre la lectura del detector, y luego correlacionar los valores de los píxeles de la matriz con un valor de dosis o fluencia.

Punto de vista para la obtención de imágenes, se introducen dos correcciones:

- Corrección de campo oscuro (dark field). La imagen es adquirida en ausencia de irradiación y tiene en cuenta el ruido electrónico de fondo.
- Corrección por inhomogeneidad (flood field). Consiste en una imagen por la irradiación de toda la superficie del EPID con un campo de fluencia homogénea, con el objetivo de igualar la respuesta de los distintos píxeles.

Para habilitar el “modo integrado”, que permite transformar una imagen en un mapa de dosis, se introducen dos correcciones:

- Perfil diagonal. La corrección por perfil diagonal busca obtener un perfil de dosis similar al medido en agua a 10 cm de profundidad con el EPID, así como corregir las variaciones del espectro energético causadas por el filtro aplanador en las direcciones transversales del haz de radiación.
- Calibración en dosis. La finalidad de este proceso es la conversión del valor de píxel a dosis absorbida. Varian emplea la unidad CU (calibrated unit) en lugar de Gy. En principio, 1 CU se considera equivalente a 1 Gy o a 1 cGy, según la elección del usuario. Sugiere tomar la dosis depositada por un campo de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a una profundidad d_{max} en agua, con una SSD de 100 cm, y corregirla por la ley del inverso del cuadrado de la distancia. No obstante, es importante tener en cuenta que esta equivalencia es válida únicamente para el tamaño de campo que se este trabajando, en este caso $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

B. Aplicaciones del sistema EPID

La EPID cuenta con diversas aplicaciones en radioterapia gracias a su rapidez para adquirir imágenes. El sistema EPID puede utilizarse como herramienta para controles de calidad para comprobar el funcionamiento de los equipos de radioterapia (por ejemplo, los MLC) y para la detección de errores dosimétrica del haz de radiación y del paciente, [12] así como también para detectar errores geométricos. Cabe mencionar que la precisión geométrica está limitada a:

- Cambios fisiológicos y anatómicos del paciente.
- Incertidumbres en la configuración de un paciente.
- Incertidumbres en la configuración del haz.

1.9. Análisis gamma (γ)

El criterio gamma es un método desarrollado inicialmente por Low et al. [25] que permite la comparación de dos distribuciones de dosis, unificando los métodos de diferencia de dosis (DD) y distancia de coincidencia (Distance-to-Agreement, DTA). Este criterio establece un criterio de aceptación o rechazo en el dominio de la dosis y la distancia dentro del mismo análisis (Figura 1.14).

1.9.1. Criterio de búsqueda 3 %, 3 mm

En regiones donde se tiene un bajo gradiente, las dosis se comparan directamente aplicando el criterio de diferencia de dosis (DD) sobre los puntos o píxeles correspondientes. [26] Este método queda determinado por la diferencia entre la dosis calculada (dosis de referencia) en un punto y la dosis medida (dosis a evaluar), puede ser una diferencia absoluta o relativa. Siendo ΔD la tolerancia de aceptación, los puntos con DD menores a ΔD pasan el criterio de diferencia de dosis. Para el análisis clínico se establece $\Delta D = 3\%$ como criterio aceptable.

En regiones donde se tiene un alto gradiente de dosis, un pequeño cambio espacial genera una gran diferencia de dosis entre el cálculo y la medición [25]. Por lo tanto, el criterio DD en regiones de alto gradiente de dosis no tiene importancia, y el concepto de una relación distancia coincidencia (DTA) se utiliza para determinar la aceptación del cálculo de dosis. La distancia DTA es la diferencia espacial entre un punto en la distribución de dosis de referencia y el punto más cercano con el mismo valor dosis sobre la distribución de dosis medida. Los puntos con valor de DTA menor a Δd pasan el criterio de aceptación. Para el análisis clínico la tolerancia aceptable es de $\Delta d = 3\text{ mm}$.

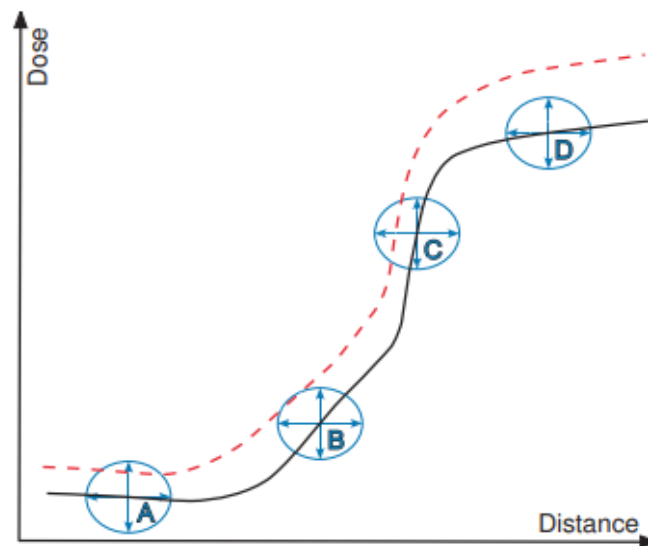


Figura 1.14: Esquema del método de evaluación gamma para distribuciones de dosis en 1D. La curva continua es la distribución de referencia (D_r) y la curva punteada es la distribución a evaluar (D_e). Se muestran las "elipses de aceptación" para cuatro puntos: A), B), C) y D). A) Se encuentra en una región de bajo gradiente y se acepta por criterio de DD. B) Región de gradiente intermedio en la que ni el criterio de DD ni el DTA bastan para la aceptación, pero el punto se acepta porque se encuentra dentro de la elipse. C) Región de gradiente alto y se acepta por el criterio DTA. D) no se acepta porque el punto esta fuera de la elipse [6].

Capítulo 2

Metodología

En esta sección se proporciona una breve descripción de los dispositivos utilizados y se presenta el enfoque metodológico utilizado para recopilar datos y el uso de un EPID con propósitos dosimétricos. Se detallan las ecuaciones utilizadas en cada etapa de la implementación y se describe una verificación para validar el modelo propuesto.

2.1. Acelerador y equipo de medición

Las mediciones realizadas en este estudio se llevaron a cabo en el Hospital de Oncología del Instituto Salvadoreño del Seguro Social. Se utilizó un acelerador lineal de electrones Varian Trilogy, fabricado por Varian Medical Systems. Este dispositivo permite utilizar fotones de 6 MV y 15 MV, así como electrones con energías que van de 6 MeV a 18 MeV. El enfoque principal del método de dosimetría en vivo con EPID se centró en la energía de fotones de 6 MV. Cabe mencionar que el acelerador cuenta con un EPID modelo aS1000 montado en un brazo modelo Exact Arm, ambos proporcionados por Varian. Para los cálculos de dosis, se utilizó el planificador de Eclipse suministrado por Varian Medical Systems, el cual emplea el algoritmo AAA (Acuros Algorithm for Advanced Dose Calculation).

El PortalVision aS1000 es un dispositivo electrónico de imágenes portales (EPID) basado en silicio amorfo. En Física del Estado Sólido, un material es amorfo cuando, estando en estado sólido, sus átomos no están dispuestos en una estructura cristalina ordenada. El EPID aS1000 está diseñado con una resolución de imagen de 1024 x 768 píxeles, lo que implica una resolución de píxel de 0,39 mm. Esta resolución espacial se logra para una SSD = 100 cm (SDD, source-detector distance), que es la distancia desde la fuente de radiación al detector.

El software de adquisición y visualización de imágenes es Portal Dosimetry de Varian. El análisis de dichas imágenes se realizó mediante el software Python versión 3.11.0, con imágenes extraídas de Portal Dosimetry. Para llevar a cabo la verificación del modelo y calcular las dosis en un plano específico dentro de un fantoma, se utilizó el Sistema de Planificación de Tratamiento Eclipse versión 16.0, desarrollado por Varian Medical Systems.

Cámara de ionización IBA CC13 (Serie 14074) es un dispositivo utilizado en radioterapia y dosimetría para medir la dosis de radiación. Esta cámara es fabricada por IBA

Dosimetry y está diseñada para realizar mediciones con una alta reproducibilidad de dosis en aire, sólidos o fantomas de agua. La IBA CC13 es una cámara de ionización con cavidad de volumen pequeño de 0.13 cm^3 que está diseñada para mediciones de alta precisión. Su tamaño reducido permite mediciones precisas en regiones de alta dosis. Esta cámara es adecuada para la dosimetría relativa de haces de fotones y electrones.

Capuchón de build up, los capuchones de "build-up" son accesorios utilizados en las cámaras de ionización para simular la interacción de la radiación con los primeros centímetros de tejido humano. Esto permite que las mediciones de dosis sean más representativas de las condiciones clínicas en la radioterapia externa y, por lo tanto, más precisas y confiables.

Electrómetro DOSE² IBA (Serie 00035) con potencial de calibración de -300V es un dispositivo utilizado en radioterapia para medir con precisión y registrar las señales eléctricas generadas por cámaras de ionización y otros detectores de dosis de radiación. Estos electrómetros suelen tener características avanzadas, como la capacidad de realizar mediciones de dosis tanto para haces de fotones como de electrones. Además, están diseñados para proporcionar lecturas precisas y confiables de la dosis administrada durante el tratamiento de radioterapia.

Barómetro DPI 800 es un barómetro multifuncional que combina las capacidades de medición de presión, temperatura y flujo en un solo dispositivo portátil. Diseñado para ser versátil y preciso, este instrumento puede utilizarse en una amplia gama de aplicaciones, desde entornos industriales hasta laboratorios o situaciones donde se requiera medir y registrar la presión atmosférica o diferencial, la temperatura y el flujo de manera confiable.

Termómetro su estructura básica consta de un tubo capilar delgado con mercurio en su interior. Cuando la temperatura aumenta, el mercurio se expande y asciende por el capilar, lo que se traduce en una lectura más alta en la escala graduada.

2.2. Calibración del EPID

El proceso de configuración del sistema para la verificación de dosis consta de dos componentes: a) calibración del detector aS1000 y b) factores para la configuración del algoritmo para la predicción de imágenes, conocido como Algoritmo de Predicción de Dosis Portal (PDIP). La descripción de estos componentes se presenta a continuación:

2.2.1. Calibración del detector

- Corrección por campo oscuro e inhomogeneidad o campo pleno. Para este procedimiento se requirieron dos imágenes: la imagen de campo oscuro (Dark Field Image) y la imagen de campo pleno (Flood Field Image). El propósito de la primera imagen es corregir los píxeles afectados por corriente oscura [6]. Esta imagen se obtuvo promediando varios cuadros adquiridos con el EPID en ausencia de radiación. La segunda imagen se adquirió mientras se irradiaba el EPID con un campo abierto. El campo fue homogéneo y lo suficientemente grande para cubrir el área sensible del detector (según recomendaciones del fabricante, se sugiere un área de imagen

activa de $40 \times 30 \text{ cm}^2$ [24]), evitando irradiar la electrónica del dispositivo. Esta imagen se utilizó para corregir las diferencias en la inhomogeneidad (sensibilidad) de los píxeles individuales [6].

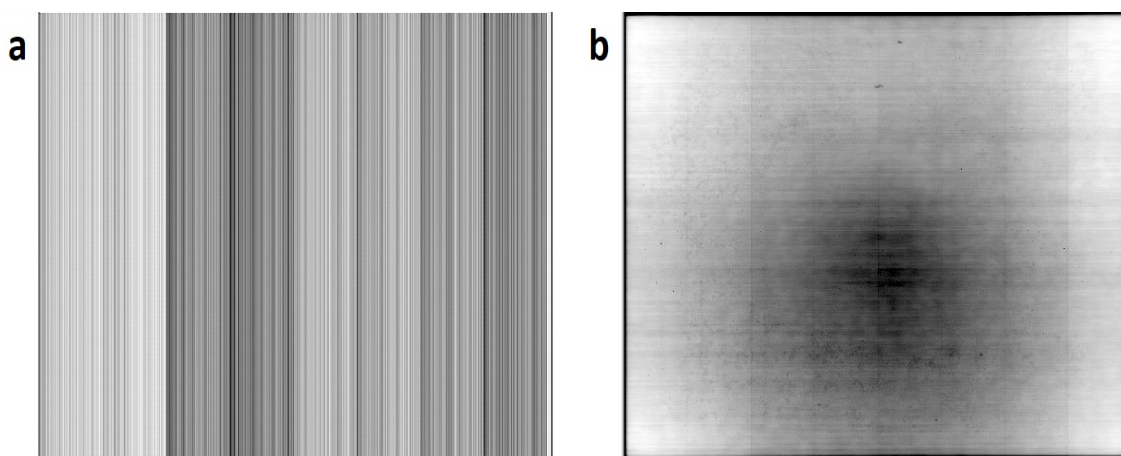


Figura 2.1: Imágenes de calibración medidas EPID. (a) imagen de campo oscuro; (b) imagen de campo pleno.

- Corrección por perfil diagonal. La calibración mediante campo pleno no considera las variaciones en la intensidad del haz fuera del eje central. Por lo tanto, fue necesario aplicar una corrección basada en el perfil del haz. Esta corrección se llevó a cabo midiendo un perfil de campo con el campo más grande que se permita que abarque diagonalmente midiendo desde el eje central del campo. Este enfoque de corrección se basa en la suposición de que la fluencia es simétrica radialmente alrededor del eje. Busca corregir las variaciones del espectro energético causadas por el filtro aplanador en las direcciones transversales del haz de radiación.
- Calibración en dosis. Este factor de calibración es útil ya que aumenta la capacidad del sistema para detectar distribuciones erróneas de dosis aún cuando la distribución se ve bien. La unidad utilizada para mostrar las imágenes de dosis en la dosimetría portal de Varian es la unidad calibrada (CU) [24]. Por lo general, se calibra de manera que 100 UM (irradiadas con un campo de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, a una profundidad d_{max} en agua) correspondan a 1 CU cuando el detector está a una distancia de isocentro ($SDD = 100 \text{ cm}$). Esta normalización implicaría que 1 CU correspondiese a 1 Gy o 1 cGy (a elección del usuario). Sin embargo, por sugerencia del fabricante, se calibró el detector con $SDD = 105 \text{ cm}$, lo que requirió una corrección por la ley del inverso cuadrado. Esto implica multiplicar 1 UM por el factor $(100/105)^2$, resultando en 0.907 CU para 1 MU.

2.2.2. Factores de corrección para la predicción de imágenes

Para la configuración al algoritmo de cálculo de dosis portal PDIP (Portal Dose Image Prediction) es necesario: un campo de prueba específico y los factores de salida (Output Factors, OF). El campo de prueba y los OF se realizaron con el EPID.

- Campo de prueba. Es definido como un campo de fluencia “óptima”, ya que no tiene en cuenta las limitaciones físicas y mecánicas del MLC. El mismo es entregado con el sistema y consiste en un patrón en forma de pirámide con 5 placas. A partir de

este campo de prueba, el TPS calcula la velocidad de las multihojas para dispensar sobre el EPID una fluencia tan proxima como la fluencia optima. Sobre el detector se adquirieron 2 medidas de imagen a distintas SDD, una a 100 cm y otra a 150 cm.

- Factores de salida (Output factors). El factor de salida se define como la relación entre la dosis medida para un tamaño de campo A y la dosis de referencia para el tamaño de campo de 10 cm x 10 cm en las mismas condiciones:

$$OF(A) = \frac{D(A)}{D(10x10)} \quad (2.1)$$

Para esta corrección, se midió con el EPID la dosis depositada por varios campos cuadrados delimitados únicamente por los colimadores (sin MLC), desde los campos más pequeños de 3 cm x 3 cm hasta el más grande medible por el EPID, en este caso fue de 20 x20 cm².

2.3. Algoritmo de retroproyección

Para la dosimetría EPID en vivo se utilizó la aplicación *Portal Dosimetry* desarrollada por Varian Medical System, basado en el método de dosimetría de retroproyección. [27,28] La dosis depositada en el EPID (D^{EPID}) se puede dividir en dos componentes, una a la dosis portal que llega directamente al EPID (PD^{EPID}) y la otra debido a dosis dispersa por el propio EPID (Sc^{EPID}):

$$D_{ij}^{EPID} = PD_{ij}^{EPID} + Sc_{ij}^{EPID} \quad (2.2)$$

Los subíndice ij representan cada píxel del panel de la imagen EPID. Para poder medir la dosis con el EPID, primero hay que relacionar los valores de píxel con los valores de dosis, es decir, determinar la función dosis-respuesta, f_{DR} , del EPID:

$$PV_{ij}^{EPID} = f_{DR}(D_{ij}^{EPID}) \quad (2.3)$$

donde PV_{ij}^{EPID} es el valor de pixel de la imagen corregida del EPID y se supone la función dosis-respuesta f_{DR} es igual para todos los píxeles de la EPID (línea recta de calibración).

Para obtener la curva de calibración de dosis, se obtuvieron imágenes con el EPID a una SDD = 150 cm con un tamaño de campo fijo de 10 x 10 cm² a una tasa de dosis de 400 UM/min para diferentes niveles de dosis como se muestra en la figura 2.2, estos niveles de dosis corresponden a 5, 10, 50, 100 y 200 UM.

La dispersión dentro del EPID (Sc^{EPID}) se calcula mediante una convolución de la imagen de dosis portal con un kernel de dispersión (K_{ij}^{EPID}).

$$Sc_{ij}^{EPID} = PD_{ij}^{EPID} \otimes K_{ij}^{EPID} \quad (2.4)$$

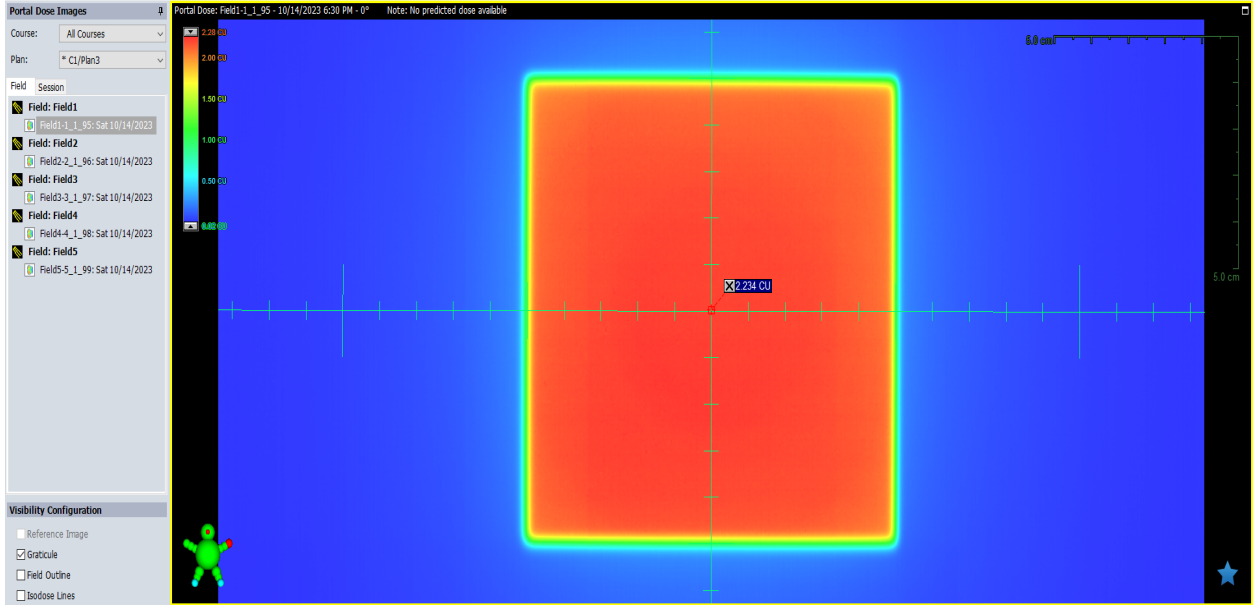


Figura 2.2: Imagen de dosis medida para 5 UM con EPID

La Ec. (2.2) se convierte en:

$$\begin{aligned}
 D_{ij}^{EPID} &= PD_{ij}^{EPID} + PD_{ij}^{EPID} \otimes K_{ij}^{EPID} \\
 &= PD_{ij}^{EPID} \otimes [\delta(r_{ij}) + K_{ij}^{EPID}] \\
 &= PD_{ij}^{EPID} \otimes K_{ij}^{EPID,1}
 \end{aligned} \tag{2.5}$$

Para el algoritmo de retroproyección se necesita la dosis portal sin dispersión, para ello hay que deconvolucionar la dosis depositada en el EPID con el kernel de dispersión, obteniéndose la dosis portal primaria:

$$PD_{ij}^{EPID} = D_{ij}^{EPID} \otimes^{-1} K_{ij}^{EPID,1} \tag{2.6}$$

El kernel de dispersión $K_{ij}^{EPID,1}$ tiene la forma de una función delta, definida:

$$K_{ij}^{EPID,1} = c_{DR} \begin{cases} c_1 \cdot \frac{e^{-u_1 \cdot r(i,j)}}{r_{ij}^2} & \text{para } ij \neq 0 \\ 1 & \text{para } ij = 0 \end{cases} \tag{2.7}$$

$r(i, j)$ es la distancia de cada píxel del centro de la matriz de imagen. c_{DR} , c_1 y u_1 son parámetros de ajuste de la función del kernel, los cuales se determinaron para cada energía y tipo de EPID.

Para determinar los parámetros de ajuste c_{DR} , c_1 y u_1 es necesaria una función de minimización para asegurar que la dosis calculada por el algoritmo es comparable con la dosis real. La función de minimización se define como:

$$f_{min} = (PD_{ij}^{EPID} - PD_{Ref}) \tag{2.8}$$

donde PD_{ij}^{EPID} es la dosis portal primaria y está definida en la ecuación (2.6) y PD_{Ref} es la dosis de referencia medida con una cámara de ionización. La función de minimización se optimizó utilizando python.

Las medidas que se realizaron para la determinación de los parámetros del kernel de dispersión son: medidas con el EPID y medidas con una cámara de ionización donde los parámetros utilizados de SDD, UM, tasa de dosis y tamaños de campo se muestran en la figura 2.3.

Field Order/Type	1 / Treat	2 / Treat	3 / Treat	4 / Treat	5 / Treat	6 / Treat	7 / Treat
Field ID	Field1	Field2	Field3	Field4	Field5	Field6	Field7
Field Name	Field1	Field2					
Technique	Static	Static	Static	Static	Static	Static	Static
Scale	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC	Varian IEC
Energy	6X	6X	6X	6X	6X	6X	6X
Dose Rate [MU/min]	400	400	400	400	400	400	400
MU	200	200	200	200	200	200	200
Dose to pvdose: 175.0 cGy	25.0	25.0	25.0	25.0	25.0	25.0	25.0
Time [min]	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Tol. Table	T1	T1	T1	T1	T1	T1	T1
Calculated SSD [cm]							
Planned SSD [cm]	150.0	150.0	150.0	150.0	150.0	150.0	150.0
Gantry Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Coll Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Field X [cm]	3.0	5.0	8.0	10.0	12.0	15.0	20.0
X1 [cm]							
X2 [cm]							
Field Y [cm]	3.0	5.0	8.0	10.0	12.0	15.0	20.0
Y1 [cm]							
Y2 [cm]							
MLC	NONE	NONE	NONE	NONE	NONE	NONE	NONE
Dynamic Wedge							
Int Mount							
Acc Mount							
Comp Mount							
e - Aperture							
Bolus							
Couch Vrt [cm]	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0
Couch Lng [cm]	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0	+20.0
Couch Lat [cm]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Couch Rtn [deg]	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Vrt [cm]	+50.0	+50.0	+50.0	+50.0	+50.0	+50.0	+50.0
Imager Lng [cm]							
Imager Lat [cm]							
Setup Note							

Figura 2.3: Parámetros de medidas utilizados con EPID y cámara de ionización.

Una vez definidos los parámetros en el plan, con la consola de mando se llevó el EPID a la SDD de 150 cm y se procedió a tomar una medida correspondiente a su tamaño de campo, estos se analizaron para una ROI central de 5mm en python. Para la configuración del montaje con la cámara de ionización se hizo uso del fantoma de acrílico sin agua y se colocó sobre unos bloques de poliestireno para darle la altura deseada, seguidamente se colocó la cámara CC13 y se posicionó a la SDD de 150 cm con la ayuda del telémetro y los láser, se conectó el electrómetro a la cámara y finalmente se procedió a realizar tres medidas por tamaño de campo bajo las mismas condiciones que las realizadas con el EPID. Esta configuración se muestra en la figura 2.4.



Figura 2.4: Configuración de montaje de la cámara de ionización CC13.

Conociendo los factores de dispersión que aporta el EPID se procedió a reconstruir la dosis dentro del paciente considerando a su vez la dispersión que genera el paciente al EPID. La dosis que se ha determinado hasta ahora PD_{ij}^{EPID} , tiene una componente primaria que corresponde al haz del acelerador Pr_{ij}^{EPID} y una componente de radiación dispersa que corresponde a la dispersión de la interacción del haz de fotones con el paciente-fantoma $Sc_{ij}^{Fantoma \rightarrow EPID}$:

$$PD_{ij}^{EPID} = Pr_{ij}^{EPID} + Sc_{ij}^{Fantoma \rightarrow EPID} \quad (2.9)$$

obteniéndose Pr_{ij}^{EPID} que fue necesaria para nuestro algoritmo considerando un paciente-fantoma que atenúa el haz:

$$Pr_{ij}^{EPID} = PD_{ij}^{EPID} - Sc_{ij}^{Paciente \rightarrow EPID} \quad (2.10)$$

En la reconstrucción de la dosis hay que tener en cuenta la atenuación de un haz de radiación entre el EPID y el plano de reconstrucción. La longitud del trayecto radiológico de un haz que atraviesa el paciente desde el plano de reconstrucción hasta la superficie de salida está regida por la atenuación. La atenuación total dentro del paciente de un haz entre los planos de entrada y salida puede determinarse a partir de mediciones experimentales como se observa en la figura 2.5. Por lo que, la transmisión primaria $T_{ij}^{primaria}$ se calcula como la relación entre la dosis portal primaria con paciente, Pr_{ij}^{EPID} , y la dosis portal sin paciente, $PD_{ij}^{EPID, \text{ sin paciente}}$, en el haz de radiación, entonces:

$$T_{ij}^{primaria} = \frac{Pr_{ij}^{EPID}}{PD_{ij}^{EPID, \text{ sin paciente}}} \quad (2.11)$$

Para medir la transmisión se realizaron 3 medidas con fantoma y 3 sin fantoma para cada tamaño de campo (3x3, 5x5, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15 y 20x20 cm²). Las medidas se tomaron a nivel del EPID (SDD = 150 cm) y para un espesor de 20 cm para las medidas con fantoma. También se midió la transmisión con una cámara de ionización en el isocentro del fantoma que es el punto de reconstrucción de dosis.

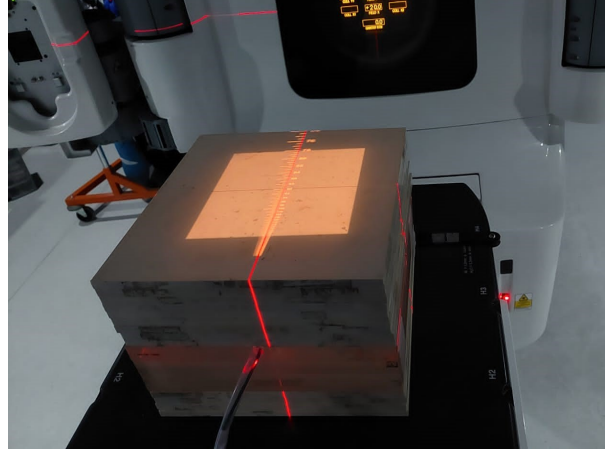


Figura 2.5: Posicionamiento del fantoma de acrilicos con un espesor de 20 cm.

$$\begin{aligned}
 T_{ij}^{\text{total}} &= \frac{PD_{ij}^{\text{EPID, con paciente}}}{PD_{ij}^{\text{EPI, sin paciente}}} \\
 &= \frac{Pr_{ij}^{\text{EPID, con paciente}} + Sc_{ij}^{\text{paciente} \rightarrow \text{EPID}}}{PD_{ij}^{\text{EPIS, sin paciente}}} \\
 &= T_{ij}^{\text{primaria}} + \frac{Sc_{ij}^{\text{paciente} \rightarrow \text{EPID}}}{PD_{ij}^{\text{EPID, sin paciente}}}
 \end{aligned} \tag{2.12}$$

donde T_{ij}^{primaria} es la transmisión primaria, es decir, la transmisión, cuando ninguna dispersión del paciente alcance el EPID, y viene dada por

$$T_{ij}^{\text{primary}} = T_{ij}^{\text{total}} - \frac{Sc_{ij}^{\text{patient} \rightarrow \text{EPID}}}{PD_{ij}^{\text{EPID, without patient}}} \tag{2.13}$$

Con la función de transmisión total Eq. (2.12), es posible determinar un polinomio de ajuste a los datos medidos (tomando el ROI central de cada imagen de transmisión total) dependiente del área del campo irradiado (fs , por field size, en inglés) y extrapolar al campo 0 para obtener el valor de la transmisión primaria (T_{ij}^{primary}), la que se considera constante para toda la señal del EPID. Esta transmisión primaria será usada en la ecuación (2.14).

Luego, la dispersión del paciente que llega al EPID ($Sc_{ij}^{\text{paciente} \rightarrow \text{EPID}}$) puede modelarse como una convolución de la imagen portal con atenuación ($PD_{ij}^{\text{EPID} \rightarrow \text{paciente}}$) con un kernel ($K_{ij}^{\text{paciente} \rightarrow \text{EPID}}$), que finalmente se considera una matriz de valores constantes c , calculada de la siguiente forma:

$$c_{ij} = \frac{\sum_{m=1}^{m=6} \frac{PD_{ij}^{\text{EPID, paciente}}(fs) - PD_{ij}^{\text{EPID}}(fs) * T_{ij}^{\text{primary}}}{\sum PD_{ij}^{\text{EPID, paciente}}(fs)}}{7} \tag{2.14}$$

Donde, $m= 1$ a 6 corresponde a los tamaños de campos empleados: 3x3, 5x5, 8x8, 10x10, 12x12 y 15x15 (en cm^2) respectivamente.

Con ello, la constante c es el promedio de todas las constantes determinadas por tamaño de campo. Con la dosis de dispersión debida al paciente calculada, se determinó la dosis primaria a nivel del EPID (P_{ij}^{EPID}).

La dispersión desde el paciente hasta el EPID se modela como una convolución de la imagen de dosis portal con un kernel de dispersión ($K_{ij}^{\text{Paciente} \rightarrow \text{EPID}}$)

$$S_{ij}^{\text{Paciente} \rightarrow \text{EPID}} = P_{ij}^{\text{EPID, con paciente}} \otimes K_{ij}^{\text{Paciente} \rightarrow \text{EPID}} \quad (2.15)$$

2.4. Verificación utilizando análisis gamma (γ)

La dosimetría de imagen portal en vivo es una herramienta muy potente para realizar verificaciones en tratamientos de intensidad modulada. Se necesita, como se ha mencionado en los apartados anteriores, el detector EPID calibrado en dosis y un método de reconstrucción de dosis a partir de la dosis portal bidimensional. Del EPID calibrado en dosis se obtendrá un mapa de dosis bidimensional. Por medio del algoritmo de retroproyección se calculará la dosis medida por el EPID y se comparará con la dosis de referencia.

En regiones donde se tiene bajo gradiente de dosis, las dosis calculada (medida) vs predicha (referencia) se comparan aplicando el criterio de diferencia de dosis (DD, dose difference) ya que esta zona no se ve afectada por cambios espaciales, para el análisis se utilizará un criterio de aceptación que corresponde a $\Delta D = 3\%$. En regiones donde existe alto gradiente de dosis se aplica el criterio de distancia al acuerdo (DTA, distance to agreement), este criterio evalúa las regiones donde hay cambios bruscos de la dosis con respecto a pequeños cambios espaciales, para este análisis se utilizará el criterio de aceptación de $\Delta d = 3$ mm.

Con la evaluación gamma, una de las distribuciones de dosis se define como la distribución de referencia $D_r(\mathbf{r})$, donde $\mathbf{r} = (x, y)$ es la posición. La distribución de dosis a evaluar se denomina $D_e(\mathbf{r})$. Para dos puntos \mathbf{r}_r y \mathbf{r}_e en la distribución de referencia y distribución a evaluar respectivamente, definimos:

$$\Gamma(\mathbf{r}_r, \mathbf{r}_e) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_r, \mathbf{r}_e)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_r, \mathbf{r}_e)}{\Delta D^2}}, \quad r = |\mathbf{r}_r - \mathbf{r}_e| \quad \text{y} \quad \delta = D_e(\mathbf{r}_e) - D_r(\mathbf{r}_r) \quad (2.16)$$

Además, definimos el índice de calidad γ en la posición \mathbf{r}_r como:

$$\gamma(\mathbf{r}_r) = \text{mín}\{\Gamma(\mathbf{r}_r, \mathbf{r}_e)\} \forall \{\mathbf{r}_e\} \quad (2.17)$$

El análisis gamma toma en cuenta los conceptos precisión geométrica y precisión dosimétrica y es capaz de proporcionar un parámetro numérico que determina si se acepta la distribución de dosis para el tratamiento o no. Con los criterios de aceptación a utilizar, las distribuciones coinciden en \mathbf{r}_r (posición para la distribución de dosis de referencia) si $\gamma(\mathbf{r}_r) \leq 1$, y no coinciden si $\gamma(\mathbf{r}_r) > 1$.

El análisis gamma, por tanto, compara ambas distribuciones de dosis (referencia vs medida) utilizando solamente un corte o plano de las distribuciones 3D obtenidas.

Capítulo 3

Resultados y Discusión

En esta sección se presentan una serie de resultados que han sido necesarios para el objetivo final de este trabajo. El enfoque considerado es "Retroproyección", en el cual a través de las imágenes de transmisión medidas por el EPID se reconstruye la dosis absorbida en el plano del EPID. La validación del método se realizó utilizando el análisis gamma en el cual se comparan las dosis reconstruida por el algoritmo de retroproyección y la dosis de referencia.

3.1. Output Factors

Las medidas obtenidas para los factores de salida de campo con el EPID fueron mayores para tamaños de campo superiores. Este fenómeno ocurre para estos tamaños de campo, ya que para fotones de bajas energías producen una sobre respuesta en la matriz de fotodiodos de silicio del EPID. En cambio, para tamaños de campo más pequeños, la dosis medida por el EPID es menor.

La tabla 2 muestra los factores de salida (OF) que son valores de dosis por unidades monitor, se presentan los resultados puros de las mediciones con el EPID para los diferentes tamaños de campos.

Tabla 3.1: Valores de dosis por unidades monitor para sus respectivos campos.

Campo	3	5	8	10	12	15	20
3	38.84531	39.68204	40.28787	40.46691	40.71199	40.79112	40.84202
5	39.81768	41.02579	41.96538	42.37686	42.59097	42.76945	42.89602
8	40.72834	42.35025	43.73333	44.35389	44.64553	44.97330	45.26640
10	41.12073	42.94934	44.48229	45.20266	45.53804	45.91905	46.31934
12	41.39582	43.35670	45.02980	45.82113	46.23866	46.68539	47.12610
15	41.73256	43.83135	45.70448	46.55475	47.04349	47.57032	48.11051
20	42.16996	44.45337	46.51477	47.49669	48.05914	48.70022	49.35294

La tabla 3 muestra los resultados de los OF normalizados al campo de referencia $10 \times 10 \text{ cm}^2$, estos factores de salida son tomados en las mediciones de las imágenes de dosis dentro del software de adquisición de imágenes Portal Dosimetry al ser cargados dentro del sistema.

Tabla 3.2: Factores de salida normalizados al campo de referencia.

Campo	3	5	8	10	12	15	20
3	0.85936	0.87787	0.89127	0.89523	0.90065	0.90241	0.90353
5	0.88087	0.90760	0.92838	0.93749	0.94222	0.94617	0.94897
8	0.90102	0.93690	0.96749	0.98122	0.98767	0.99493	1.00141
10	0.90970	0.95015	0.98406	1.00000	1.00742	1.01585	1.02470
12	0.91578	0.95916	0.99618	1.01368	1.02292	1.03280	1.04255
15	0.92323	0.96966	1.01110	1.02991	1.04072	1.05238	1.06433
20	0.93291	0.98342	1.02903	1.05075	1.06319	1.07738	1.09181

3.2. Curva de linealidad de dosis

En la figura 3.1 se presenta la curva de calibración de dosis la cual sirve para convertir los valores de píxel del EPID a dosis, se observa que los puntos de las medidas realizadas por EPID siguen la linealidad esperada, se obtiene una pendiente $m = 1.01562933$ con un intercepto en $b = -0.1209$ y un $R^2 = 1$, lo que significa que la curva de calibración es precisa.

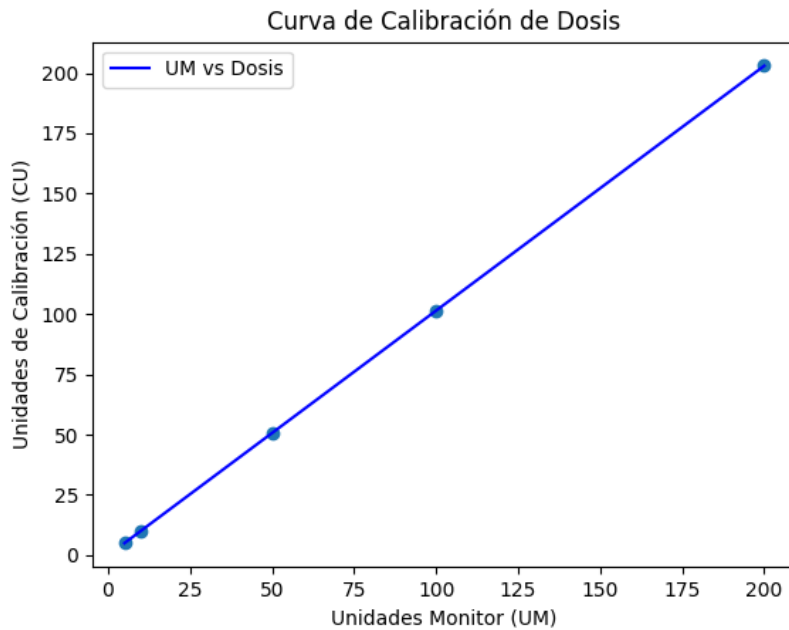


Figura 3.1: Curva de linealidad de dosis para diferentes tasas de dosis.

En la figura 3.2 se observan los perfiles de dosis relativa sin corregir por el kernel, únicamente corregidos por la curva de calibración donde los valores de píxeles brutos en la imagen DICOM fueron transformados a valores físicos reales, como dosis, utilizando los parámetros de calibración determinados anteriormente.

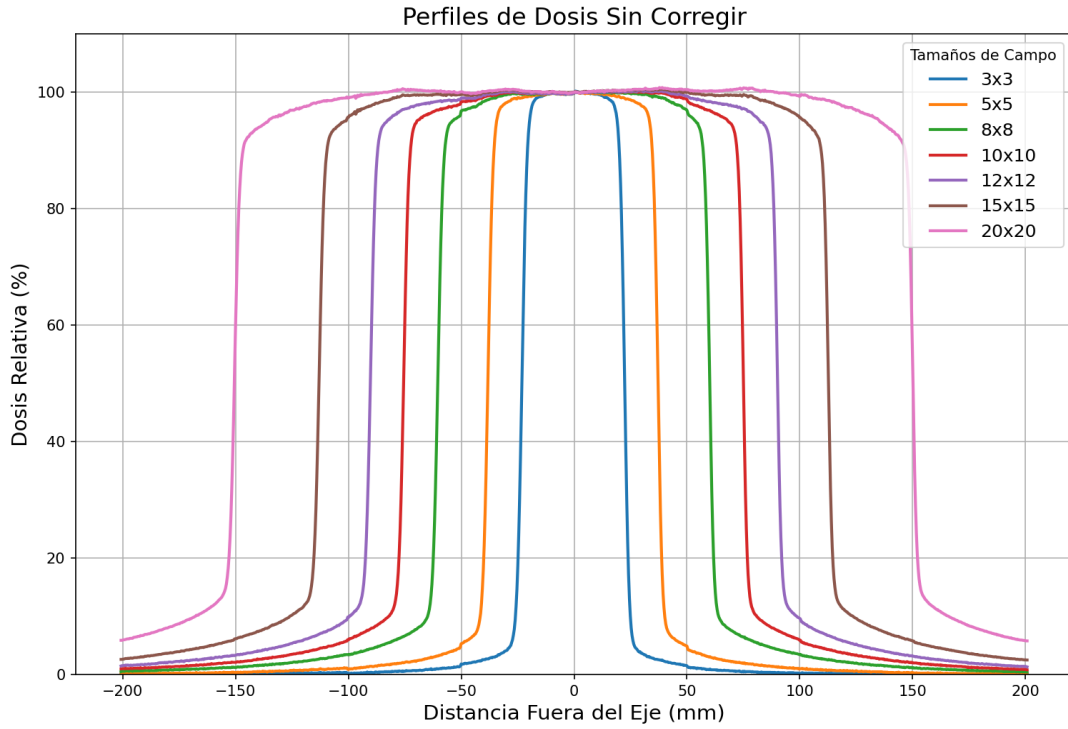


Figura 3.2: Perfil de Dosis EPID por tamaño de campo (cm²)

3.3. Kernel de deconvolución, $K_{ij}^{EPID,1}$

En esta sección se presentan los resultados de los datos medidos por el EPID los cuales se obtuvieron para las condiciones: tasa de dosis de 400 UM/min, unidades monitor = 200, SDD = 150 cm, temperatura = 21.4°, presión = 93.38 kPa y $N_{D,W} = 2.66 \times 10^8$ Gy/C. Luego a través del algoritmo de retroproyección se hizo el análisis centrado en el kernel 1, donde se obtuvieron los diferentes parámetros para los diferentes tamaños de campo obtenidos de deconvolucionar la dosis del EPID y obtener la dosis primaria que debería medir el EPID sin efecto de dispersión propio. En la tabla 6 se presentan los valores obtenidos para los parámetros del kernel $K_{ij}^{EPID,1}$ de la ecuación 2.7. Valores obtenidos con el ajuste del algoritmo de deconvolución.

Tabla 3.3: Parámetros de cálculo.

C_{DR}	C_1	U_1
0.472226093	0.000066110	0.000627231
0.425068790	0.000066107	0.000736553
0.383028729	0.000066109	0.000551891
0.365167613	0.000066107	0.000506997
0.355526101	0.000066108	0.000542066
0.340452808	0.000066048	0.000479622

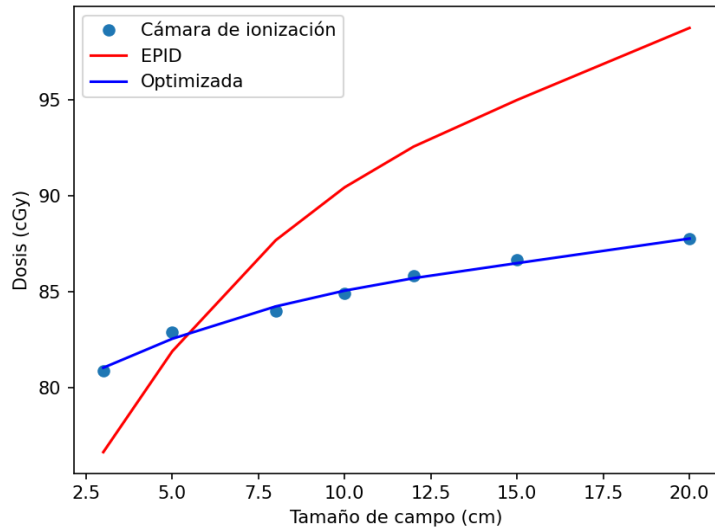


Figura 3.3: Comparación de valores en el ROI Central de Dosis Portal y las medidas de cámara de ionización.

A continuación se muestran, las gráficas deconvolucionadas por el kernel de dispersión de dosis donde en la parte superior izquierda la dosis portal medida con el EPID, en la superior derecha la dosis portal primaria que ha sido deconvolucionada a través del algoritmo de retroproyección, en la parte inferior izquierda se muestra el kernel de dispersión en el origen, el kernel representa la forma en que la dosis de radiación se distribuye dentro de un área específica del EPID. Este kernel describe cómo se propaga la radiación y cómo afecta a las estructuras cercanas, mostrando cómo la dosis se extiende desde el punto de aplicación hacia el área circundante. Finalmente la imagen inferior derecha muestra la forma que tiene este kernel, en la gráfica el kernel está normalizado. El eje de las abscisas y ordenadas en las gráficas representan los tamaños de campo.

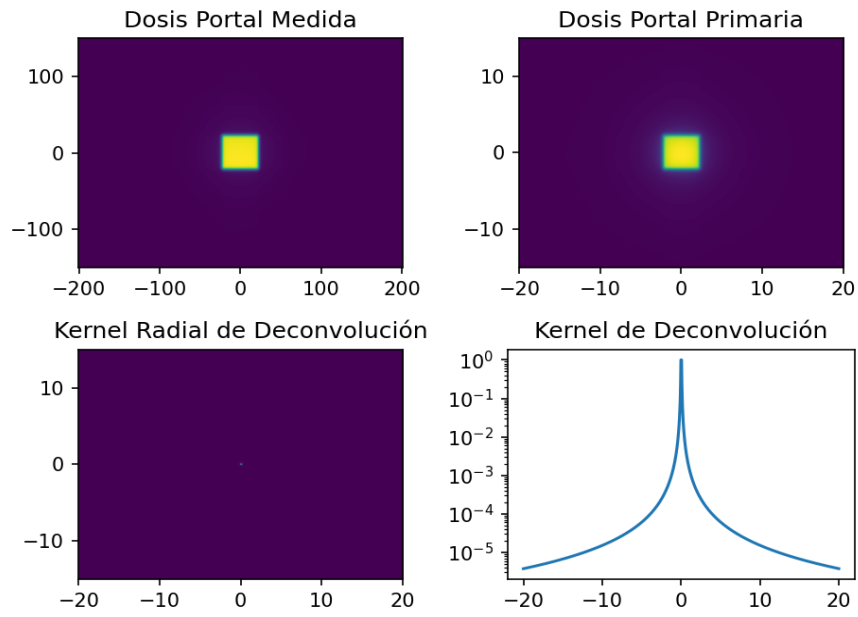


Figura 3.4: Deconvolución de la imagen para el campo $3 \times 3 \text{ cm}^2$.

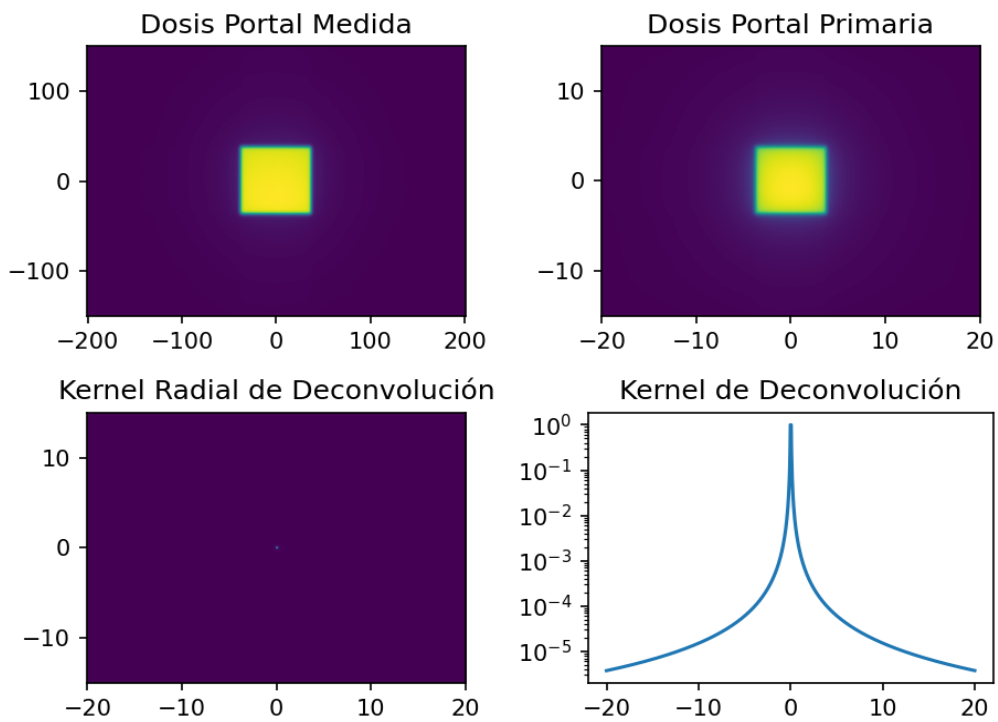


Figura 3.5: Deconvolución de la imagen para el campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

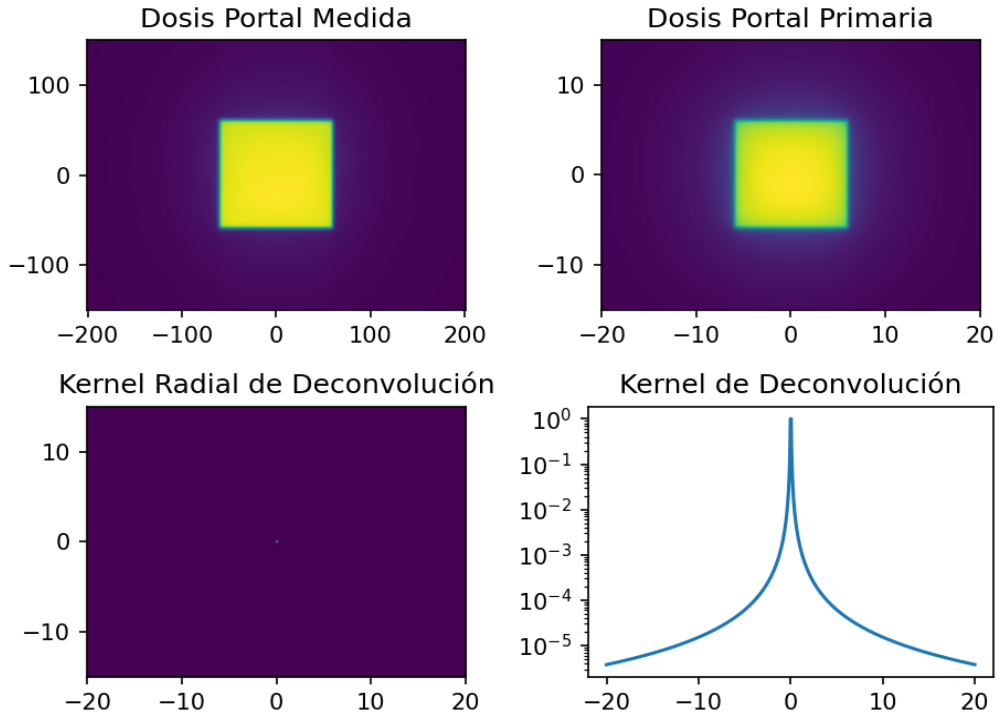


Figura 3.6: Deconvolución de la imagen para el campo $8 \times 8 \text{ cm}^2$.

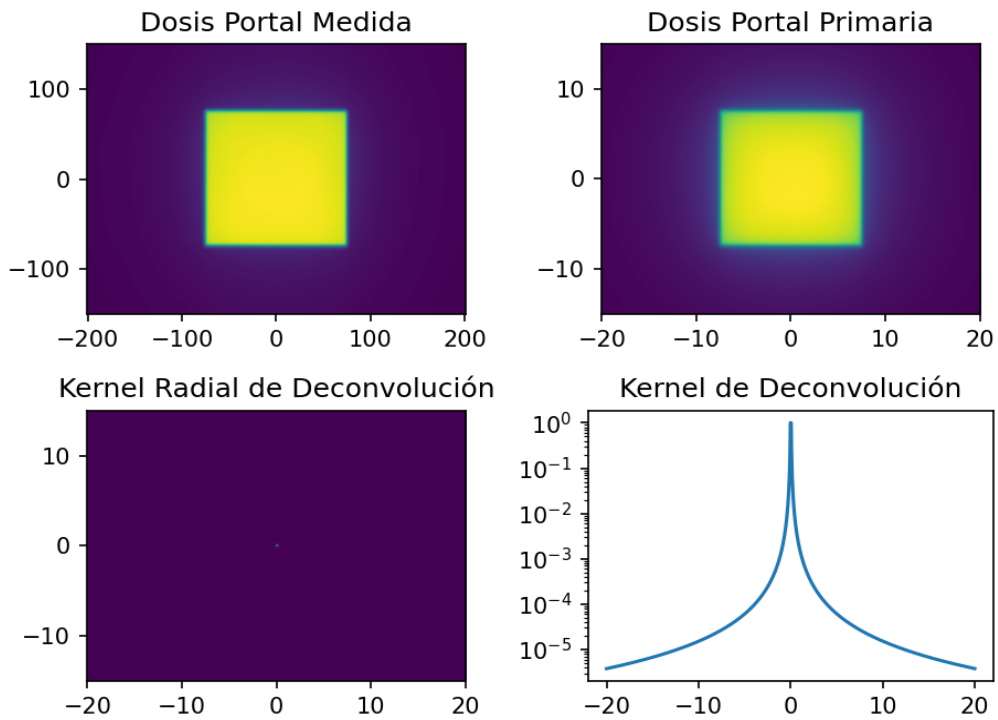


Figura 3.7: Deconvolución de la imagen para el campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

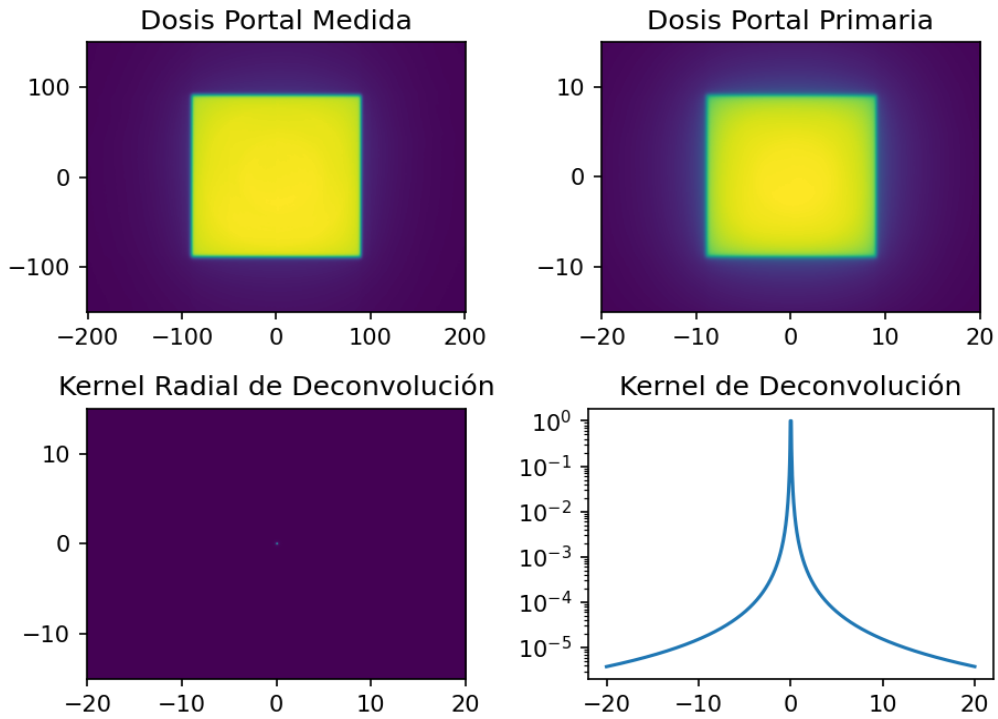


Figura 3.8: Deconvolución de la imagen para el campo 12x12 cm².

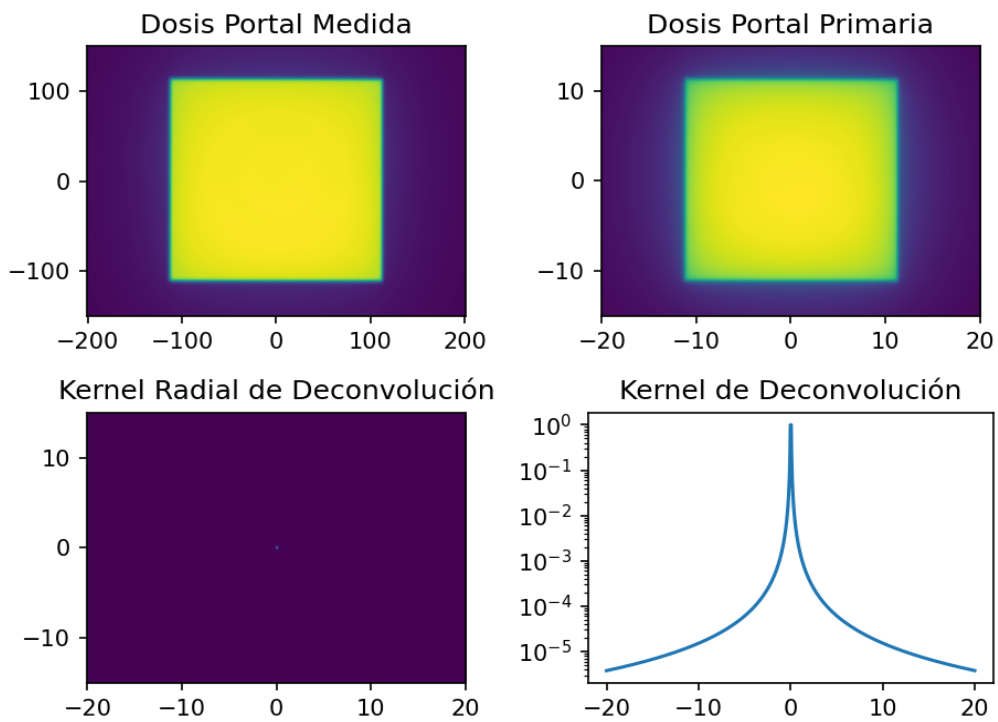


Figura 3.9: Deconvolución de la imagen para el campo 15x15 cm².

3.4. Dosis primaria en el plano del EPID

En esta sección se presentan los resultados de las mediciones con el EPID, cámara de ionización con fantoma y sin fantoma para cada tamaño de campo. Las medidas se realizaron para las condiciones: temperatura = 22.5°, presión = 93.54 kPa, SAD = 100 cm para cámara de ionización, SDD = 150 para medidas con EPID, espesor del fantoma = 20 cm, tasa de dosis = 400 UM/min y unidades monitor = 200.

Transmisión total

La ecuación obtenida del ajuste describe la transmisión total (T_{total}) en función del área del campo, representado como fs^2 , donde fs es el tamaño del campo en un lado (en cm). Este modelo de transmisión se ajusta a un polinomio cuadrático, lo que implica que la transmisión total depende no solo linealmente del tamaño del campo, sino también de su cuadrado.

La ecuación ajustada:

$$T_{total} = a \cdot fs^2 + b \cdot fs + c = (8.26 \times 10^{-8}) \cdot fs^2 + (1.08 \times 10^{-4}) \cdot fs + 0.325123 \quad (3.1)$$

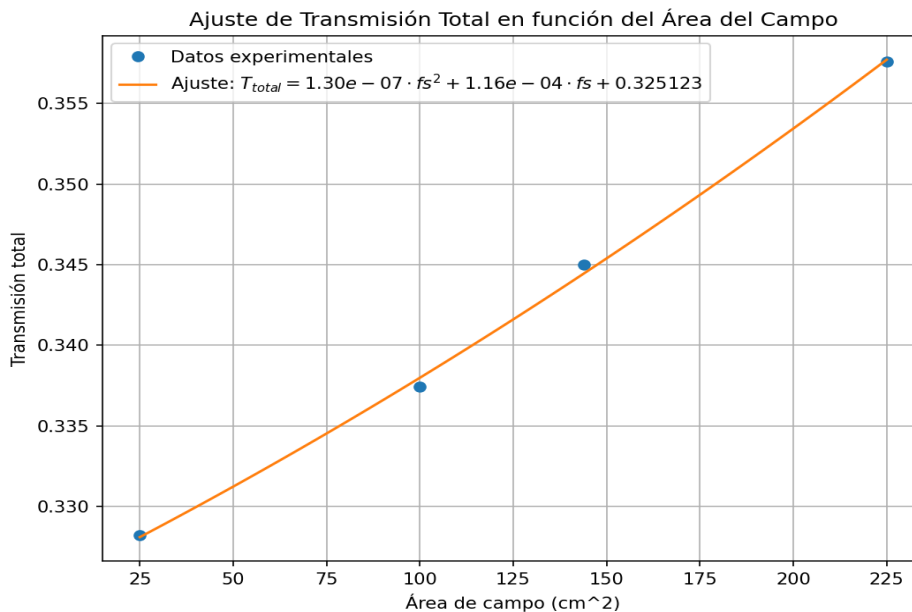


Figura 3.10: Función de transmisión total

Esta ecuación permite calcular la transmisión total en función del tamaño del campo, resultando útil para evaluar cómo varía la transmisión en diferentes configuraciones de campo, en presencia de un paciente. El término independiente, (c), representa el valor de la transmisión total cuando el área del campo es cero o cuando se extrapola a un campo extremadamente pequeño.

La transmisión primaria, definida como aquella proveniente únicamente del cabezal del *linac*, se obtiene extrapolar esta función a un campo de tamaño cero. Este valor se

considera constante para cada píxel del EPID, lo que da lugar a una matriz uniforme de transmisión primaria ($T_{ij}^{\text{primaria}} = 0.325123$), con dimensiones iguales a las imágenes del EPID, es decir, de 1024 x 768 píxeles.

Luego, se determinó el factor $c_{ij} = 8.654168096927404e - 07$ mostrado en la ecuación (2.14) para el fantoma de 20 cm de espesor. Seguidamente se calculó la dosis primaria a nivel del EPID como se muestra en la ecuación (2.10) para cualquier tamaño de campo. Se calculó el error porcentual de la dosis calculada con respecto a la dosis de referencia, en la cual los valores rondan del 0.15 %, 0.22 %, 0.46 %, 0.76 %, 1.06 % y 1.71 % para los tamaños de campo de 3x3, 5x5, 8x8, 10x10, 12x12 y 15x15 cm² respectivamente.

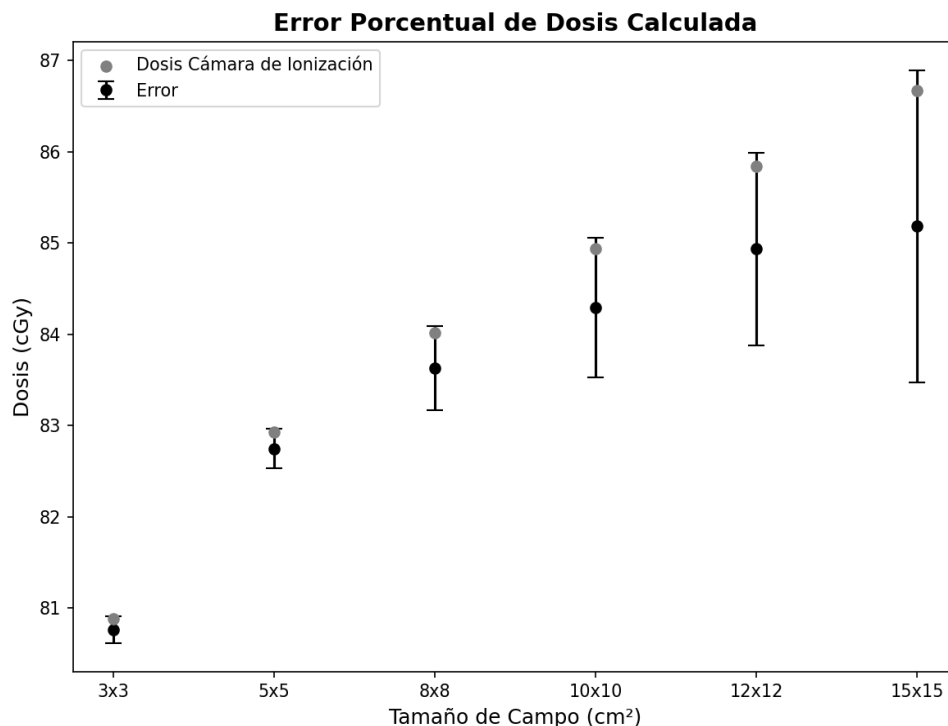


Figura 3.11: Error porcentual de la dosis calculada a nivel del EPID.

3.5. Verificación análisis gamma

En esta sección se muestra el tratamiento de los resultados obtenidos por el algoritmo de retroproyección utilizando el análisis gamma con un criterio de aceptación del cálculo fue de 3 % de diferencia en dosis y 3 mm en DTA. Del análisis se observó que los primeros cuatro análisis de los perfiles pasaron con un índice de puntos aprobados del 100 %, el análisis gamma para el tamaño de campo 12x12 cm² pasó con un índice de puntos aprobados del 98.74 % el cual es un valor muy aceptable ya que en áreas de física médica dependiendo de qué tan estricto es el criterio de aceptación el índice de aprobados suele ser entre el 90 % y 95 %, mientras que el índice de puntos aprobados para el análisis gamma del perfil de tamaño de campo de 15x15 cm² fue del 88.21 %, este resultado puede atribuirse a dos factores principalmente: 1) En tamaños de campo más grandes, como 15x15 cm², pueden acumularse efectos de dispersión y heterogeneidades, incrementando las discrepancias y 2) En campos más grandes, aumenta la contribución de la dispersión de dosis, lo que puede no estar completamente modelado en la referencia.

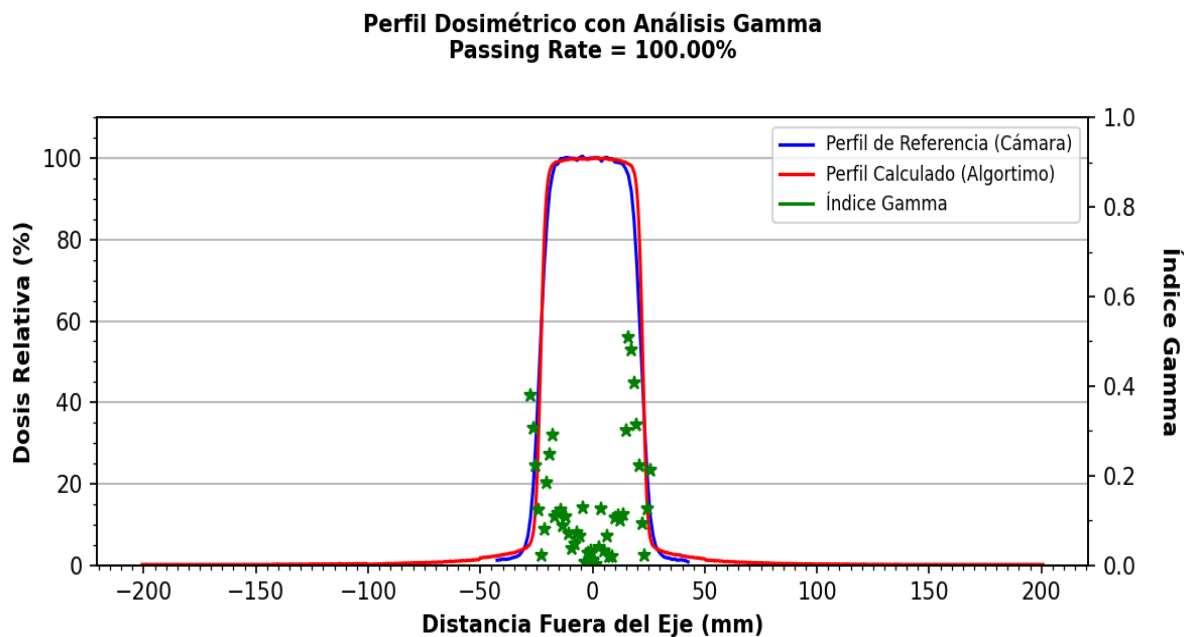


Figura 3.12: Análisis para el campo 3x3 cm².

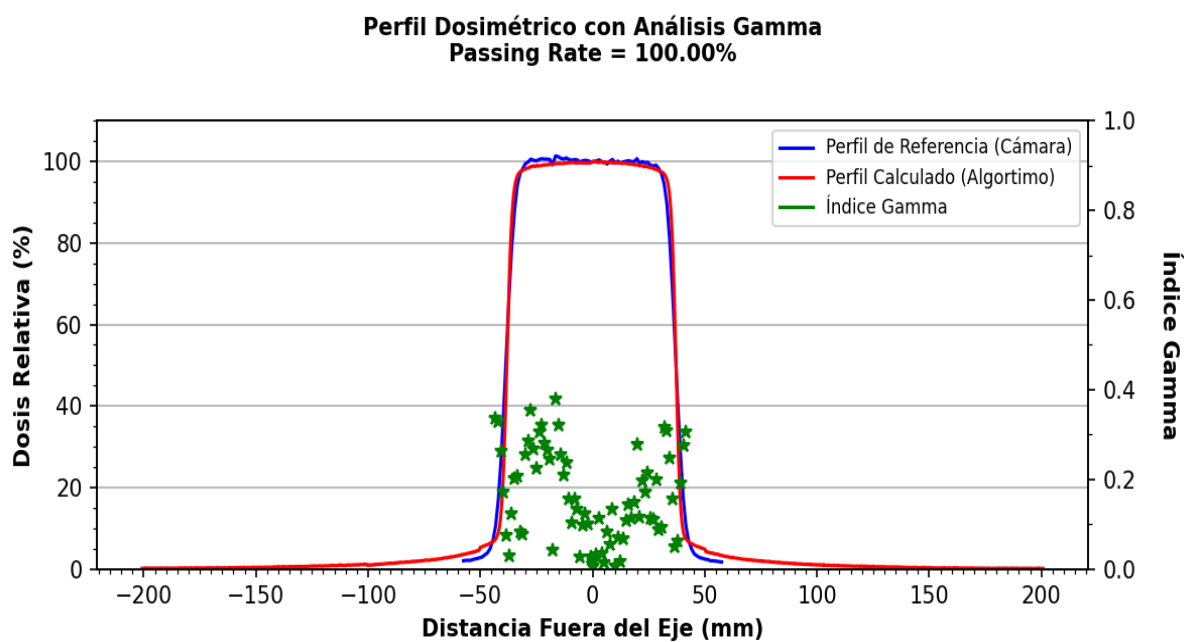


Figura 3.13: Análisis para el campo 5x5 cm².

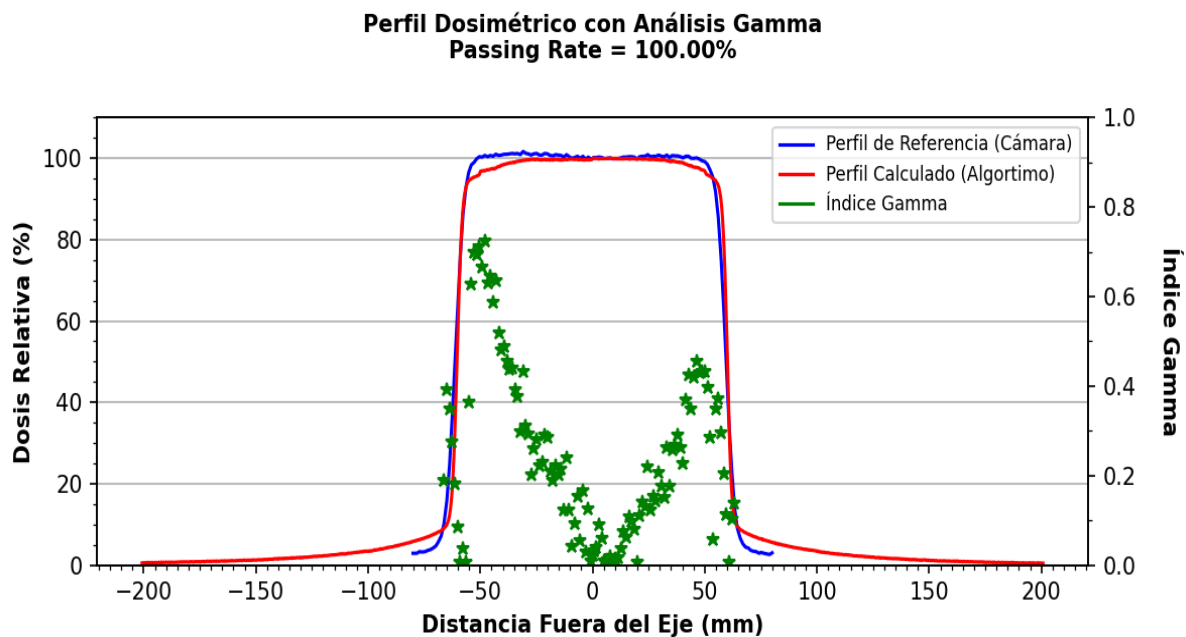


Figura 3.14: Análisis para el campo 8x8 cm².

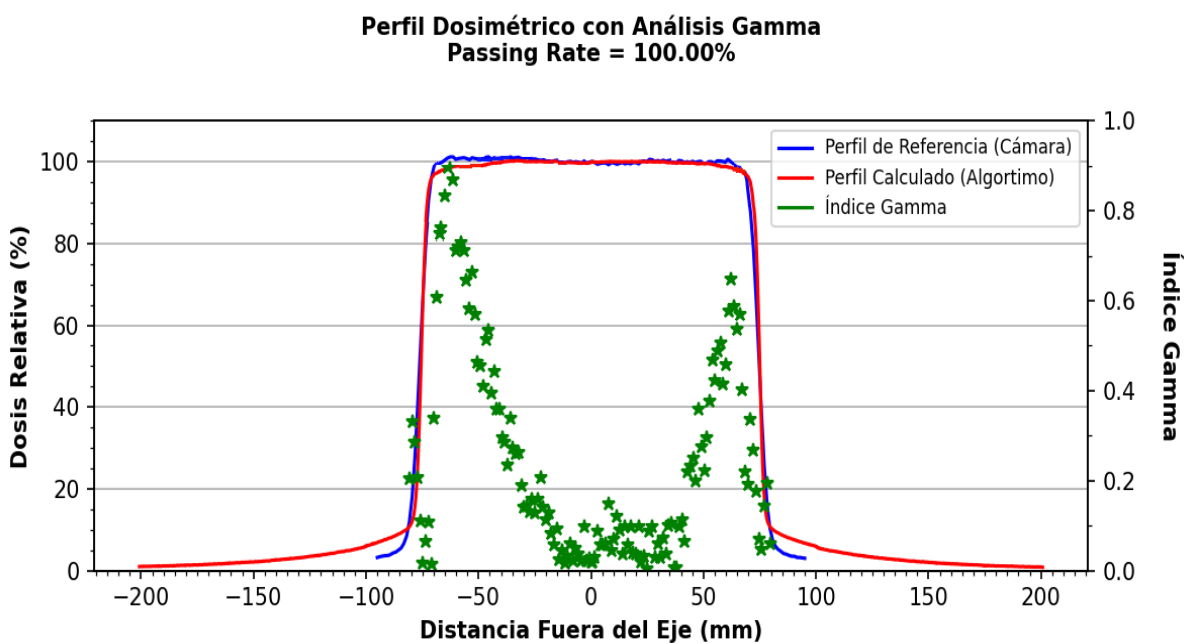


Figura 3.15: Análisis para el campo 10x10 cm².

Perfil Dosimétrico con Análisis Gamma
Passing Rate = 98.74%

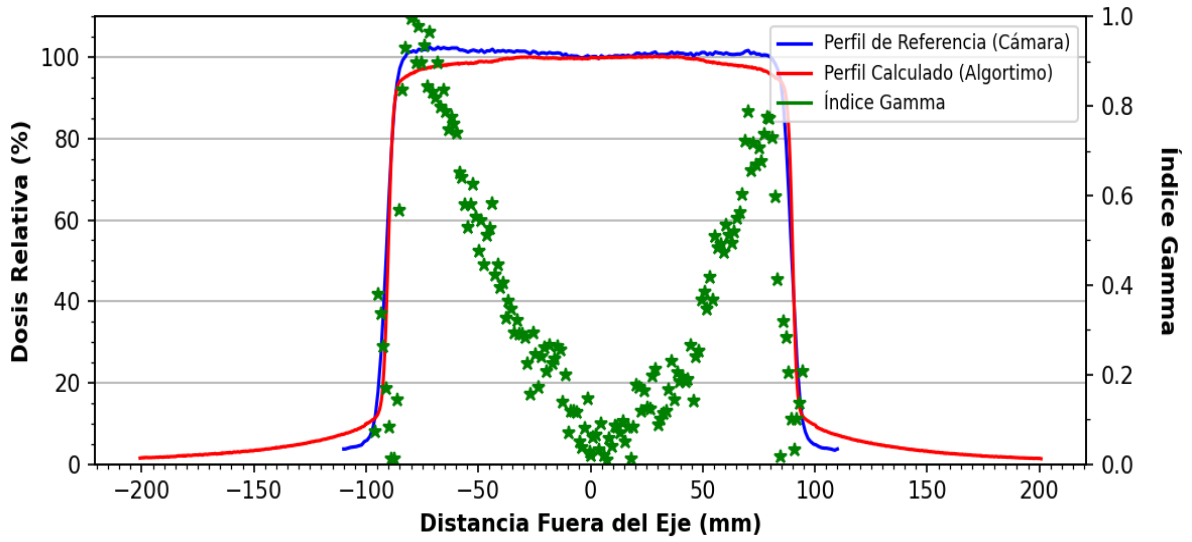


Figura 3.16: Análisis para el campo 12x12 cm².

Perfil Dosimétrico con Análisis Gamma
Passing Rate = 88.21%

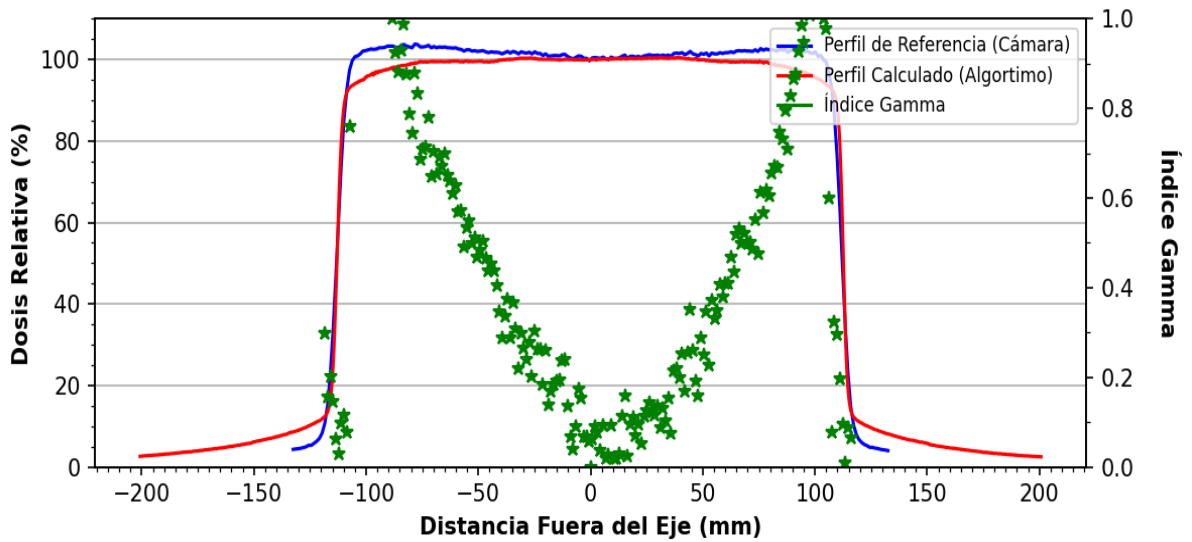


Figura 3.17: Análisis para el campo 15x15 cm².

Capítulo 4

Conclusiones y recomendaciones

4.1. Conclusiones

1. La calibración del detector EPID permitió cumplir con el objetivo de establecer los factores de corrección necesarios para la obtención de imágenes portales de dosis precisas. Los resultados evidenciaron que, tras la aplicación del proceso de calibración, se obtuvieron mapas de dosis confiables y reproducibles, fundamentales para garantizar la calidad y exactitud en la evaluación dosimétrica. Esto resalta la importancia de la calibración en la optimización del desempeño del EPID, asegurando su utilidad como herramienta dosimétrica en radioterapia, donde la precisión en la medición de la dosis absorbida es crítica para su evaluación en la dosimetría en vivo.
2. En el presente trabajo se logró cumplir con el objetivo de obtener la distribución bidimensional de dosis absorbida a nivel del EPID mediante el uso del algoritmo de retroproyección. Los resultados obtenidos evidenciaron un error porcentual bajo al comparar la dosis calculada con la dosis de referencia, con valores que van desde 0.15 % hasta 1.71 %, dependiendo del tamaño del campo evaluado. Este comportamiento refleja una tendencia creciente en el error conforme aumenta el tamaño del campo, lo cual es consistente con la mayor contribución de dispersión y heterogeneidades en campos más grandes.

Los valores de error obtenidos para tamaños de campo de 3x3, 5x5, 8x8 y 10x10 cm² se encuentran dentro de un rango altamente aceptable para aplicaciones en física médica, mientras que los resultados para los tamaños de campo más grandes (12x12 y 15x15 cm²) muestran una ligera desviación, aunque siguen siendo clínicamente relevantes. Esto sugiere que el algoritmo de retroproyección utilizado tiene un desempeño robusto y confiable, especialmente para tamaños de campo pequeños y medianos, proporcionando una herramienta útil para evaluar la distribución de dosis.

3. El objetivo de efectuar un análisis gamma de las distribuciones de dosis medidas con el sistema de imagen portal frente a las distribuciones obtenidas con la cámara de ionización fue cumplido, permitiendo evaluar el desempeño del algoritmo de retroproyección en diferentes tamaños de campo y bajo criterios estrictos de aceptación (3 % de diferencia en dosis y 3 mm en DTA).

Los resultados mostraron un comportamiento consistente y aceptable en la mayoría de los casos analizados: los primeros cuatro análisis alcanzaron un índice de puntos aprobados del 100 %, lo que valida la precisión del sistema y la correcta implementación

del algoritmo. Asimismo, el tamaño de campo de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ logró un índice de aprobación del 98.74 %, un valor que se encuentra dentro de los estándares comúnmente aceptados en física médica, que suelen oscilar entre el 90 % y el 95 % dependiendo de la rigurosidad del criterio.

Sin embargo, el índice de puntos aprobados del análisis gamma para el tamaño de campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ fue del 88.21 %, ligeramente por debajo del umbral mínimo recomendado. Este resultado se atribuye principalmente a los siguientes factores:

- a) Efectos de dispersión y heterogeneidades: En tamaños de campo más grandes, como $15 \times 15 \text{ cm}^2$, las discrepancias entre la medición EPID y la referencia se incrementan debido a la acumulación de dispersión y la presencia de heterogeneidades en el haz, especialmente en las regiones fuera del eje.
- b) Limitaciones en el modelado de la dispersión de dosis: En campos grandes, la contribución de la dispersión secundaria y terciaria es más significativa, y esta puede no estar completamente representada en las distribuciones de referencia obtenidas con la cámara de ionización.

4.2. Recomendaciones

- El uso adecuado del capuchón de build-up es crucial para garantizar que las medidas de referencia sean precisas y representen adecuadamente la dosis absorbida en condiciones de equilibrio electrónico.
- Implementar funciones personalizadas de deconvolución implica un sólido entendimiento de matemáticas, procesamiento de señales y transformadas de Fourier. Esto puede demandar tiempo y habilidades de programación avanzadas.

4.3. Trabajo a Futuro

La presente investigación establece una base preliminar que demuestra la factibilidad para el uso del detector EPID como herramienta dosimétrica en la evaluación de distribuciones de dosis portal. Sin embargo, para maximizar aún más el enfoque se recomienda abordar los siguientes aspectos en investigaciones futuras:

1. Correcciones de inhomogeneidad tisular

El uso del algoritmo de retroproyección para dosimetría en vivo representa una herramienta prometedora para los tratamientos de radioterapia, especialmente cuando se extiende su aplicación a pacientes reales o fantasmas heterogéneos. Aunque las pruebas actuales en configuraciones homogéneas han demostrado resultados preliminarmente satisfactorios, la incorporación de heterogeneidades plantea un enfoque donde no solo incrementa la precisión de las mediciones de dosis, sino que también impulsa mejoras sustanciales en el algoritmo mismo:

- Al incorporar heterogeneidades propias de los tejidos humanos, como hueso, pulmones y tejidos blandos, el algoritmo tendrá que adaptarse para manejar propiedades físicas como densidades y coeficientes de atenuación variables. Esto resultará en un modelo más robusto y representativo de escenarios clínicos reales.

Bibliografía

- [1] F.M. Khan and J.P. Gibbons. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [2] G. Miranda Holley. *Control de calidad de filtros compensadores discretos para IMRT*. Universidad Nacional de Cuyo, 2009.
- [3] W. Van Elmpt et al. *A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry*. *Radiotherapy and oncology*, vol. 88, no. 3, 2008.
- [4] M. Saboori. *Development of a daily dosimetric control for radiation therapy using an electronic portal imaging device (EPID)*. Friedrich-Alexander-Universitaet Erlangen-Nuernberg (Germany), 2015.
- [5] Varian Medical Systems. *Portal Vision aS500 Rel. 6 Reference Manual*. 2000.
- [6] E. Wåhlin. *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device*. 2006.
- [7] Y. C. Huang et al. *Clinical practice and evaluation of electronic portal imaging device for VMAT quality assurance*. *Medical Dosimetry*, vol. 38, no. 1, 2013.
- [8] I.M. Hanson J.L. Bedford and V.N Hansen. *Comparison of forward-and back-projection in vivo EPID dosimetry for VMAT treatment of the prostate*. *Physics in Medicine & Biology*, vol. 63, no. 2, 2018.
- [9] P. Francois et al. *In vivo dose verification from back projection of a transit dose measurement on the central axis of photon beams*. *Physica Medica*, vol. 27, no. 1, 2011.
- [10] H. Sung et al. *Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries*. *CA: a cancer journal for clinicians*, vol. 71, no. 3, 2021.
- [11] M. Rahman and S. Mohammed. *Breast cancer metastasis and the lymphatic system*. *Oncology letters*, vol. 10, no. 3, 2015.
- [12] E.B. Podgorsak. *Radiation oncology physics*. Vienna: IAEA, 2005.
- [13] Malsky S. J et al. *In-vivo dosimetry with miniature glass rods*. *Radiology*, vol. 74, no. 1, 1960.
- [14] J. H. Lanson M. Essers and B. J. Mijnheer. *In vivo dosimetry during conformal therapy of prostatic cancer*. *Radiother Oncol*, vol. 29, no. 2, 1993.

- [15] B. M. C. McCurdy. *EPID-based in vivo dosimetry—new developments and applications*. Journal of Physics: Conference Series, vol. 2630, no. 1, 2023.
- [16] M. Høyer et al. *Advances in radiotherapy: from 2D to 4D*. Cancer imaging, vol. 11, no. 1A, 2011.
- [17] M. Bucci, A.B Kara, and Mack Roach III. *Advances in radiation therapy: conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and beyond*. CA: a cancer journal for clinicians, vol. 55, no. 2, 2005.
- [18] P. Francescon, S. Cora, and P. Chiovati. *Dose verification of an IMRT treatment planning system with the BEAM EGS4-based Monte Carlo code*. Medical Physics, vol. 30, no. 2, 2003.
- [19] B. Mijnheer et al. *In vivo dosimetry in external beam radiotherapy*. Medical physics, vol. 40, no. 7, 2013.
- [20] J.M. Ortega. *Dosimetría en vivo en radioterapia empleando un dispositivo electrónico de imagen portal (epid)*. Universidad de Alcalá, 2017.
- [21] M.G. Herman et al. *Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58*. Medical physics, vol. 28, no. 5, 2001.
- [22] K.A. Langmack. *Portal imaging*. The British journal of radiology, vol. 74. no. 885, 2001.
- [23] S.J. Blake et al. *Characterization of a novel EPID designed for simultaneous imaging and dose verification in radiotherapy*. Medical physics, vol. 40, no. 9, 2013.
- [24] Varian Medical Systems. *Portal Vision aS1000 the state of the art in electronic portal imaging*. 2006.
- [25] D.A. Low et al. *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*. Medical physics, vol. 25, no. 5, 1998.
- [26] J. Van Dyk et al. *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*. International Journal of Radiation Oncol Biol Phys, vol. 26, no.2, 1993.
- [27] M. Wendling et al. *Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method*. Medical physics, vol. 33, no. 2, 2006.
- [28] M. Wendling et al. *A simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments*. Medical physics, vol. 36, no. 7, 2009.

Anexos

Anexo A: Archivo input para cálculos de optimización

```
import matplotlib.pyplot as plt
import tkinter, os
import numpy as np
import tkinter.filedialog, pydicom
from scipy.optimize import minimize
from skimage import restoration
from scipy import fftpack
import scipy.signal as ss

# Primer kernel del algoritmo
def kernell(r, cdr, c1, u1):
    kernel = np.zeros_like(r)
    kernel[r!=0] = cdr*c1*(np.exp(-u1*r[r != 0]))/r[r != 0]**2
    #kernel[r!=0] = kernel[r!=0]/np.max(kernel[r!=0])
    kernel[r==0] = cdr
    return(kernel)

# Deconvolucion 2D dominio de Frecuencias
def deconvol2d(img,psf):
    image_shape = img.shape
    padded_shape = [2*dim for dim in image_shape]
    padded_image = np.zeros(padded_shape)
    padded_kernel = np.zeros(padded_shape)

    padded_image[:image_shape[0], :image_shape[1]]= img
    padded_kernel[:psf.shape[0], :psf.shape[1]] = psf

    F_image = fftpack.fft2(padded_image)
    F_kernel = fftpack.fft2(padded_kernel)

    epsilon = 1e-8
    F_kernel[F_kernel==0]= epsilon
    F_deconv = F_image / F_kernel
    deconv_image = fftpack.ifft2(F_deconv)
    deconv_image = np.real(deconv_image)
    deconv_image = deconv_image[:image_shape[0], :image_shape[1]]

    img_fftn = fftpack.fftshift(fftpack.fftn(img))
    psf_fftn = fftpack.fftshift(fftpack.fftn(psf))
```

```

img =
    ↪ fftpack.fftshift(fftpack.ifftn(fftpack.ifftshift(img_fftn/(psf_fftn+1e-12))))).real
return deconv_image

# Funcion de optimización
def funcion_objetivo(params, dosis_pv, dosis_ci, r):
    cdr, c1, u1 = params
    kernel = kernel1(r, cdr, c1, u1)
    pad_size = kernel.shape[0]//2
    padded_image = np.pad(dosis_pv, pad_size, mode='constant',
        ↪ constant_values=0)
    dp = np.real(restoration.richardson_lucy(dosis_pv, kernel, clip=False))
    #dp = ss.fftconvolve(dosis_pv, np.flipud(np.fliplr(kernel)), mode='same')
    print('Parámetros de ajuste estimados: ', params, ' Dpv - Dci = ',
        ↪ np.mean(dp[384-6:384+6, 512-6:512+6]) - dosis_ci)
    #return np.abs(np.mean(dp[cy-6:cy+6, cx-6:cx+6]) - dosis_ci[0])
    return np.abs(np.mean(dp[384-6:384+6,512-6:512+6]) - dosis_ci)
    #return np.sum((dp - dosis_ci)**2)

# Abrir el cuadro de dialogo para buscar el archivo dicom
root = tkinter.Tk()
root.title('Algoritmo de Retro Proyección')
root.withdraw()
path = tkinter.filedialog.askdirectory(parent=root)

# Valores de dosis [cGy] en el eje central con camara de ionizacion
#ionization_dose = np.array([81.3630, 83.6680, 85.6930, 86.7830, 87.6800,
    ↪ 88.6640, 89.792])
ionization_dose = np.array([80.886, 82.927, 84.020, 84.941, 85.843, 86.669,
    ↪ 87.761])
reference_field = np.array([3, 5, 8, 10, 12, 15, 20])
initial_params = [1.2, 0.00008, 0.011]

# Busca todos los archivos .dcm dentro de la carpeta elegida
with os.scandir(path) as archivos:
    dcmlist = [archivo.name for archivo in archivos if archivo.is_file() and
        ↪ archivo.name.endswith('.dcm')]

# Inicializa las variables
factores = []
dp_nofit=[]
dp_fit=[]

# Itera cada archivo de imagen dicom y extrae la informacion del pixel medido
    ↪ por el portal
count = 0
for dcm in dcmlist:
    # Asigna el conjunto de datos dicom a una variable
    dataset = pydicom.dcmread(path+ '/' + dcm)
    dosis_portal = dataset.pixel_array * dataset.RescaleSlope +
        ↪ dataset.RescaleIntercept
    dx, dy = dataset.ImagePlanePixelSpacing

```

```

r = np.zeros_like(dosis_portal) # radios de distancias a cada pixel
x = np.zeros_like(dosis_portal) # Distancias en x en cm desde el eje
↳ central
y = np.zeros_like(dosis_portal) # Distancias en y en cm desde el eje
↳ central
j, i = r.shape # Numero total de filas y columnas
cj, ci = j // 2, i // 2 # indice de los pixeles centrales

for jj in range(j):
    for ii in range(i):
        r[jj,ii] = np.sqrt(((jj - cj)*dy/10) ** 2 + ((ii - ci)*dx/10) ** 2)
        x[jj,ii] = (ii-ci)*dx/10
        y[jj,ii] = (jj-cj)*dx/10

result = minimize(funcion_objetivo, initial_params, args=(dosis_portal,
↳ ionization_dose[count], r), bounds=((0,2),(0,1),(0,0.05)),
↳ method='Powell')
cdr, c1, u1 = result.x
factores.append(result.x)
kernel = kernel1(r,cdr,c1,u1)
dp = np.real(restoration.richardson_lucy(dosis_portal, kernel, clip=False))
#dp = ss.fftconvolve(dosis_portal, np.flipud(np.fliplr(kernel)),
↳ mode='same')
kernel[r!=0] = kernel[r!=0]/np.max(kernel[r!=0])
kernel[r==0] = 1

f, axes = plt.subplots(2,2)
axes[0,0].set_title('Dosis Portal Medida')
axes[0,0].imshow(dosis_portal,
↳ extent=[-dataset.Columns/2*dx,dataset.Columns/2*dx,-dataset.Rows/2*dx,
↳ dataset.Rows/2*dx], vmin=0)

axes[0,1].set_title('Dosis Portal Primaria')
axes[0,1].imshow(dp, extent=[np.min(x),np.max(x),np.min(y), np.max(y)],
↳ vmin=0)

axes[1,0].set_title('Kernel Radial de Deconvolución')
axes[1,0].imshow(kernel, extent=[np.min(x),np.max(x),np.min(y), np.max(y)],
↳ vmin=0)

axes[1,1].set_title('Kernel de Deconvolución')
axes[1,1].semilogy(x[384,:],kernel[384,:])

f.tight_layout()
plt.savefig('img/'+dcm+'.png', dpi=150)
plt.close()
count = count+1
dp_nofit.append(np.mean(dosis_portal[384-6:384+6,512-6:512+6]))
dp_fit.append(np.mean(dp[384-6:384+6,512-6:512+6]))

# Muestra los parametros del ajuste

```

```

↪ print('-----')
print("Parámetros óptimos encontrados:")
print("CDR:", cdr)
print("C1:", c1)
print("U1:", u1)

↪ print('-----')

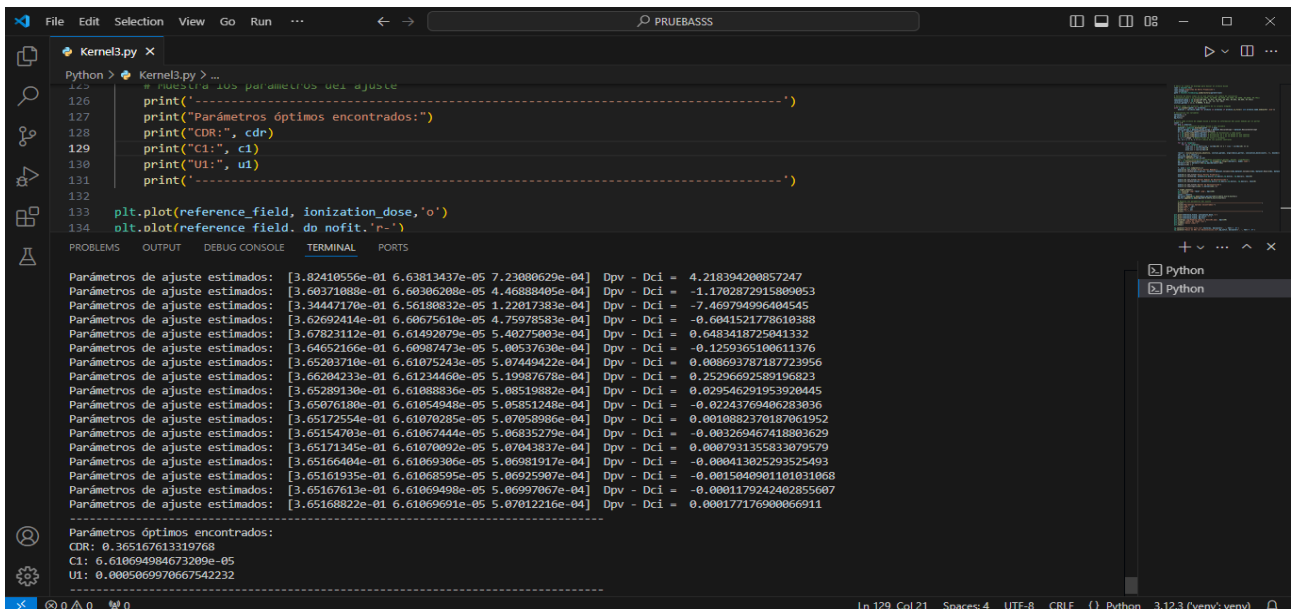
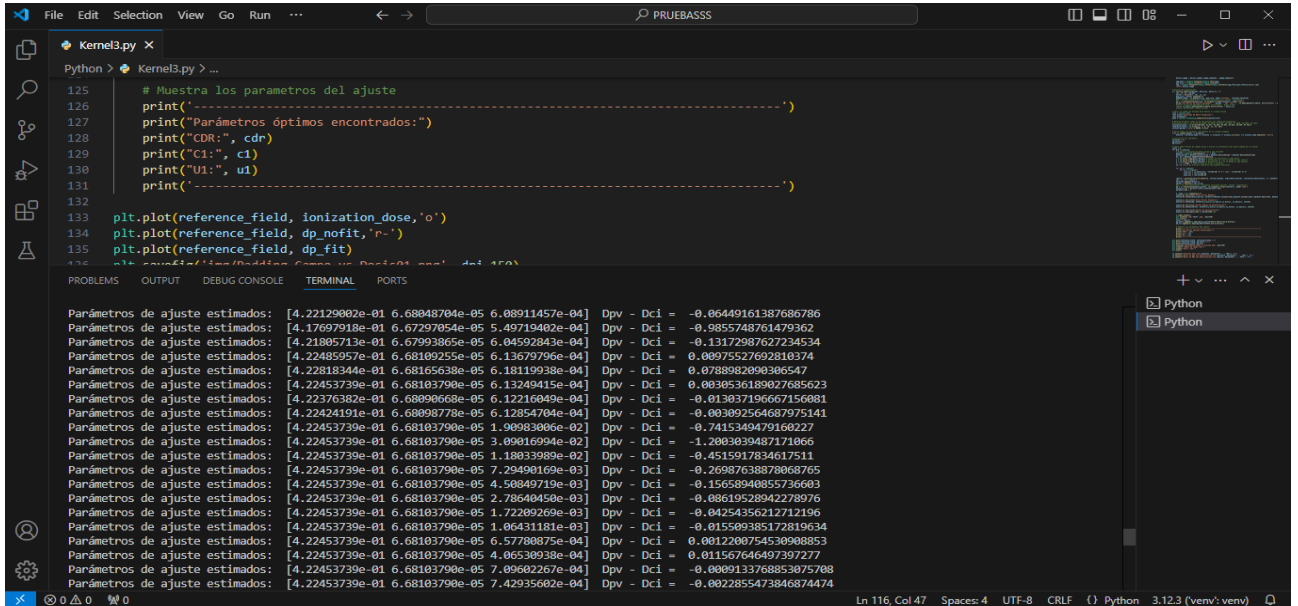
plt.plot(reference_field, ionization_dose, 'o')
plt.plot(reference_field, dp_nofit, 'r-')
plt.plot(reference_field, dp_fit)
plt.savefig('img/Padding Campo vs Dosis01.png', dpi=150)
plt.xlabel('Tamaño de campo (cm)')
plt.ylabel('Dosis (cGy)')
plt.show()

np.savetxt("Factores Fit1.txt",factores, delimiter=', ', fmt='% .9f')
np.savetxt("Dosis en ROI sin Deconvolucion.txt",dp_nofit, delimiter=', ',
↪ fmt='% .9
np.savetxt("Dosis en ROI sin Deconvolucion.txt",dp_nofit, delimiter=', ',
↪ fmt='% .9f')
np.savetxt("Dosis en ROI con Deconvolucion.txt",dp_fit, delimiter=', ', fmt='%
↪ .9f')

```

Anexo B: Imágenes de la ejecución y resultados del algoritmo

A continuación, se presentan las imágenes que muestran la ejecución y resultados del algoritmo implementado en Python mediante el entorno Visual Studio Code:



Anexo C: Imágenes de las medidas realizadas

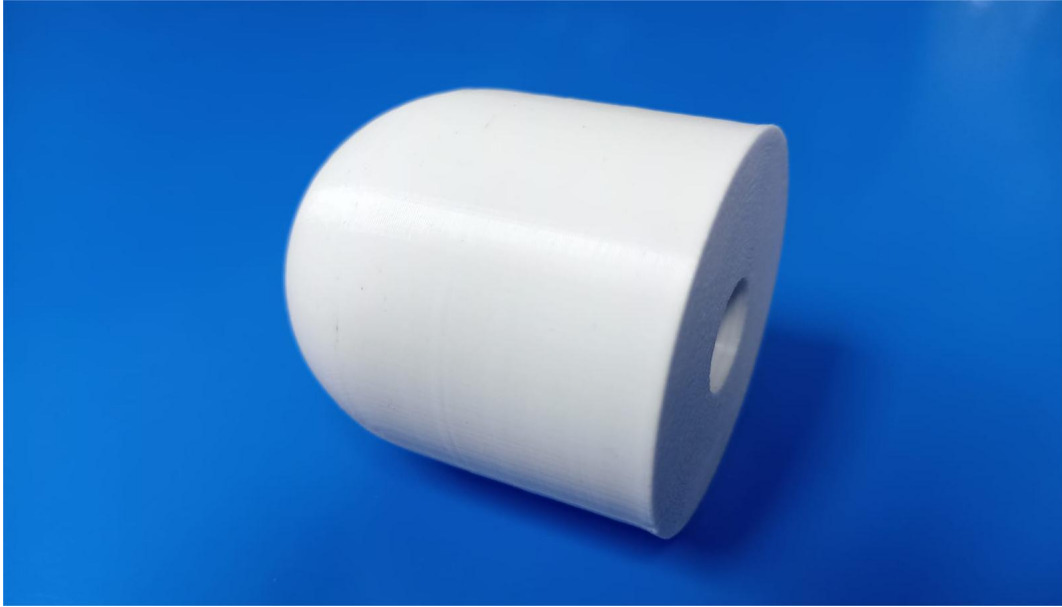
Se presentan las imágenes tomadas durante el proceso de medición.



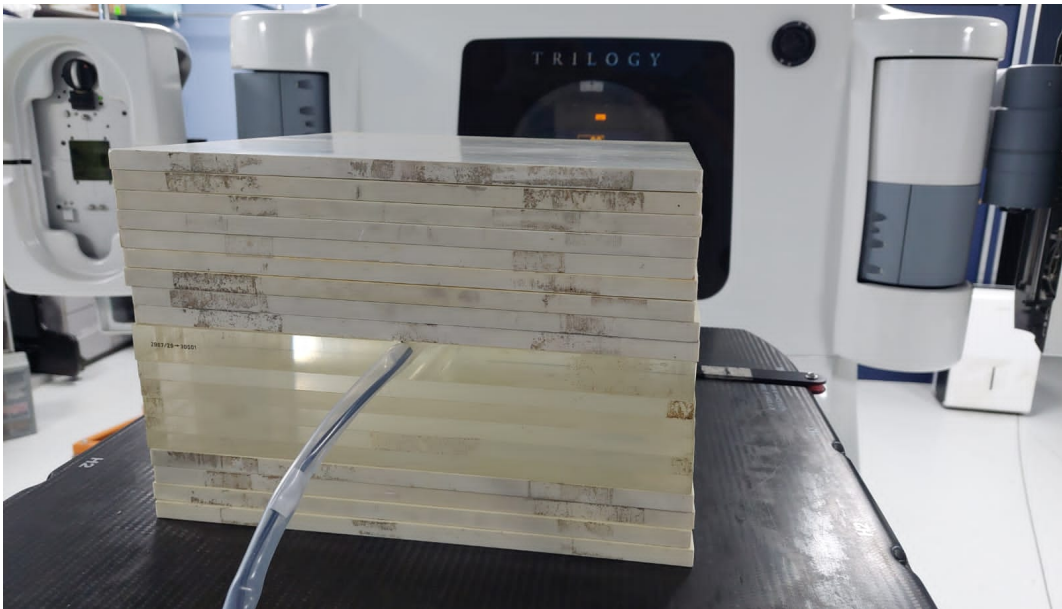
Centro de control.



Posicionamiento de la cámara de ionización CC13.



Capuchón de build-up.



Fantoma de acrílicos de 20 cm y cámara de ionización en el isocentro.