

OPTIMIZACIÓN DE LOS PROCEDIMIENTOS DE CONTROL DE CALIDAD  
PACIENTE ESPECÍFICO EN TRATAMIENTOS DE RADIOTERAPIA  
CONFORMACIONAL CON INTENSIDAD MODULADA IMRT Y ARCOTERAPIA  
VOLUMÉTRICA VMAT EN LA FUNDACIÓN VALLE DE LILI



**MARÍA PAULA SÁNCHEZ MANZANO**

Director Académico: PhD. Rubiel Vargas Canas

Director Científico: M.Sc. Juan Carlos Paz Lozada

Trabajo de Grado para optar al título de:  
Ingeniera Física

UNIVERSIDAD DEL CAUCA  
FACULTAD DE CIENCIAS NATURALES, EXACTAS Y DE LA EDUCACIÓN  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA.  
PROGRAMA DE INGENIERÍA FÍSICA  
POPAYÁN  
2020

**Nota de aceptación**

---

---

---

---

---

**M. Sc. Juan Carlos Paz Lozada**  
**Fundación Valle del Lili**

---

**PhD. Rubiel Vargas Canas**  
**Departamento de Física**

---

**M. Sc. Nathalia Ivanovna Núñez Peláez**  
**Fundación Valle del Lili**

---

**Dr. Gilberto Bolaños Pantoja**  
**Departamento de Física**

**Popayán, 2020**

*A mis padres Yimmy y Ximena*

## **AGRADECIMIENTOS**

Le doy gracias a Dios porque siempre sentí su respaldo durante el desarrollo de este trabajo, en momentos de debilidad mi fortaleza fue él.

Los más profundos y sinceros agradecimientos a mis padres Yimmy Alexander Sánchez y Clara Ximena Manzano por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad; muchos de mis logros se los debo a ustedes entre los que se incluye este. Gracias por apoyarme incondicionalmente y darme tanto amor, son los mejores padres y los amo mucho.

A mi hermano Santiago Sánchez por recibirme con abrazos y besos cada vez que llegaba a mi ciudad natal.

Dra. Katherine Perea, Coordinadora médico administrativa por darme la oportunidad de escribir mi tesis de pregrado en el servicio de Radioterapia de la Unidad de Cáncer de la Fundación Valle del Lili.

Juan Carlos Paz Lozada, mi Director Científico y Físico Médico de la Fundación Valle del Lili por guiarme en el desarrollo de esta pasantía y permitirme entender la bella labor que se realiza en Radioterapia.

Juan David Arias Salgado, Físico de la Fundación Valle del Lili por responder dudas e inquietudes.

Rubiel Vargas, mi Director Académico por su disposición y ayuda en la redacción de este trabajo.

A todos los miembros del servicio de Radioterapia (Néstor Vacca, Cristian Trujillo...), por toda la ayuda que recibí durante el desarrollo de esta.

Leonardo García y Adriana Sánchez, familiares que me ayudaron en los inicios de esta pasantía creyendo en mí y abriéndome las puertas de su hogar.

## RESUMEN

Los controles de calidad paciente específico para tratamientos de Radioterapia Conformacional con Intensidad Modulada y Arcoterapia Volumétrica son procedimientos necesarios para verificar que el acelerador lineal entrega el tratamiento de Radioterapia según lo realizado en los sistemas de planificación del tratamiento. El objetivo de este trabajo es el de optimizar los procedimientos de control de calidad paciente específico en el servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili garantizando el uso adecuado del personal y el tiempo en el acelerador lineal TrueBeam. Para ello se utilizaron dos sistemas de medición Octavius Detector 729 y el dispositivo electrónico de imágenes portales. Este proceso se realizó en cuatro etapas; la primera consistió en la adaptación y aprendizaje de la labor realizada en el servicio de Radioterapia. La segunda y tercera etapa se basó en la comprensión el funcionamiento y manejo de los dos sistemas de medición. La tercera etapa consintió en la implementación de los controles de calidad paciente específico usando el Octavius Detector 729 y el dispositivo electrónico de imágenes portales en el acelerador lineal TrueBeam. Por último, en la cuarta etapa se compararon y analizaron los resultados del índice gamma arrojados de la medición de planes de Radioterapia Conformacional con Intensidad Modulada con los dos sistemas mencionados anteriormente y además se midieron planes de Arcoterapia Volumétrica con el dispositivo electrónico de imágenes portales para posteriormente someterlos también a un análisis gamma. De la implementación y el uso rutinario de los dos sistemas de medición se concluye que la mejor manera de realizar controles de calidad paciente específico en el TrueBeam es con el dispositivo electrónico de imágenes portales ya que posee grandes ventajas frente al Octavius Detector 729 como su alta resolución y poco tiempo en maquina ya que no requiere de un maniquí.

**Palabras Clave:** *IMRT, VMAT, Índice gamma, Control de Calidad Paciente Específico.*

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>1. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
1.1. Descripción del problema .....	1
1.2. Objetivos.....	3
1.2.1. Objetivo General .....	3
1.2.2. Objetivos Específicos.....	3
1.3. Descripción de la metodología .....	3
1.4. Presentación del documento .....	4
<b>2. INSTITUCIÓN TUTORA: FUNDACIÓN VALLE DEL LILI</b> .....	<b>5</b>
2.1. Reseña histórica .....	5
2.2. Información general.....	7
<b>3. MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>9</b>
3.1. Marco conceptual.....	9
3.1.1. Radiación.....	9
3.1.2. Producción de Rayos X.....	10
3.1.3. Interacción de la radiación ionizante con la materia .....	10
3.1.4. Magnitudes y unidades del haz de radiación .....	13
3.1.5. Magnitudes y unidades radiológicas .....	14
3.1.6. Radioterapia .....	16
3.1.7. Radioterapia Externa o Teleterapia .....	17
3.1.8. Acelerador Lineal.....	17
3.1.9. Etapas del proceso radioterápico de haz externo.....	21
3.2. Marco técnico .....	24
3.2.1. Digital Megavolt Imager (DMI) o aS1200 .....	24
3.2.2. Octavius 4D .....	26
<b>4. METODOLOGÍA</b> .....	<b>29</b>
4.1. Índice gamma $\gamma$ .....	29
4.2. Etapas de la metodología.....	41
<b>5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b> .....	<b>43</b>
5.1. Controles de calidad paciente específico para planes IMRT .....	43
5.2. Controles de calidad paciente específico para planes VMAT .....	48

<b>6. CONCLUSIONES, LECCIONES APRENDIDAS Y RECOMENDACIONES ..</b>	<b>55</b>
<b>6.1. Conclusiones.....</b>	<b>55</b>
<b>6.2. Lecciones aprendidas .....</b>	<b>56</b>
<b>6.3. Recomendaciones .....</b>	<b>56</b>
<b>7. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>57</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.1:</b> Sistema de Planificación de Tratamiento Eclipse™	2
<b>Figura 1.2:</b> Flujo de Trabajo o Vía Clínica del Servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili	4
<b>Figura 2.1:</b> Organigrama de la Fundación Valle del Lili	6
<b>Figura 2.2:</b> (a) Logo de la Fundación Valle del Lili (b) Cruz que representa los cuatro pilares de la institución	7
<b>Figura 3.1:</b> Representación esquemática del Efecto Fotoeléctrico	11
<b>Figura 3.2:</b> Representación esquemática del Efecto Compton	12
<b>Figura 3.3:</b> Representación esquemática de la Producción de Pares	12
<b>Figura 3.4:</b> Tipos de interacción de la Radiación indirectamente Ionizante	13
<b>Figura 3.5:</b> Diseño general de un LINAC	18
<b>Figura 3.6:</b> (a) Caracterización geométrica de un LINAC. (b) Coordenadas en el TPS Eclipse	20
<b>Figura 3.7:</b> Sistema basado en silicio amorfo	24
<b>Figura 3.8:</b> Digital Megavolt Imager o aS1200 en posición extendida sin tapa	26
<b>Figura 3.9:</b> Detector OCTAVIUS 729 T10040	27
<b>Figura 4.1:</b> Representación esquemática de distribución de dosis 2D	29
<b>Figura 4.2:</b> Representación de un método para determinar un criterio de aceptación que simultáneamente considera diferencia de dosis y DTA	30
<b>Figura 4.3:</b> Etapas de la metodología implementada para la realización de este trabajo	31
<b>Figura 4.4:</b> Acelerador Lineal TrueBeam del servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili. El EPID aS1200 se encuentra en posición para adquirir imágenes a una distancia fuente detector (SDD)	33
<b>Figura 4.5:</b> Método forward projection	34
<b>Figura 4.6:</b> Aplicación Contouring	35
<b>Figura 4.7:</b> Instalación y componentes del sistema de medición OCTAVIUS Detector 729	35
<b>Figura 4.8:</b> Acelerador Lineal TrueBeam del servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili. Arreglo Octavius Detector 729 montado para realizar controles de calidad paciente específico	36
<b>Figura 4.9:</b> Flujo de trabajo para los controles de calidad paciente específico realizados en los tratamientos de radioterapia con técnicas IMRT y VMAT	36
<b>Figura 4.10:</b> TPS Eclipse en la aplicación External Beam Planning	37
<b>Figura 4.11:</b> Plan de verificación creado en el TPS Eclipse en el curso QA con el Octavius Detector 729	38
<b>Figura 4.12:</b> Plan de verificación creado en el TPS Eclipse en el curso QA para medir con el EPID del acelerador lineal TrueBeam	38
<b>Figura 4.13:</b> Agendamiento de los controles de calidad paciente específico en el Linac TrueBeam	39
<b>Figura 4.14:</b> Entorno de trabajo Portal Dosimetry. En la aplicación se visualiza la imagen predicha, la imagen obtenida con el Portal Vision™ aS1200 y su respectivo análisis gamma	39
<b>Figura 4.15:</b> Entorno de trabajo VeriSoft	40



<b>Figura 4.16:</b> Reporte generado por la aplicación Portal Dosimetry. ....	41
<b>Figura 4.17:</b> Reporte generado por la aplicación VeriSoft.....	41
<b>Figura 5.1:</b> Comparación del análisis gamma de los planes IMRT con el Portal Dosimetry de Varian y el VeriSoft de PTW. ....	45
<b>Figura 5.2:</b> Resultado índice gamma plan N° 13 de próstata. La imagen en el lado izquierdo muestra el análisis gamma en el Portal Dosimetry y la imagen del lado derecho el análisis en el VeriSoft. ....	46
<b>Figura 5.3:</b> Volúmenes tumorales planeados para cáncer de próstata y cáncer de mama. ....	48
<b>Figura 5.5:</b> Volúmenes tumorales planeados para planes VMAT con diagnóstico de cáncer de mama. ....	50
<b>Figura 5.6:</b> Resultado del índice gamma de planes VMAT para técnica VMAT. La línea roja representa la tolerancia del 95% para los puntos evaluados. ....	50
<b>Figura 5.7:</b> Resultado del índice gamma de planes VMAT para diagnósticos de cáncer de cabeza y cuello. La línea roja representa la tolerancia del 95%. ....	51
<b>Figura 5.8:</b> Volúmenes tumorales planeados de planes VMAT para cáncer de próstata. ....	52
<b>Figura 5.9:</b> Resultado del índice gamma obtenidos de planes VMAT para cáncer de próstata. ....	52
<b>Figura 5.10:</b> Resultado del índice gamma de otros diagnósticos. ....	53
<b>Figura 6.1:</b> Vía clínica o flujo de trabajo anterior. ....	54
<b>Figura 6.2:</b> Vía clínica o flujo de trabajo actual. ....	54

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 3.1:</b> QF en los distintos tipos de radiación.....	16
<b>Tabla 3.2:</b> Especificaciones técnicas del Detector OCTAVIUS 729 .....	27
<b>Tabla 5.1:</b> Niveles de aceptación con parámetros DTA=3mm y DD=3% .....	43
<b>Tabla 5.2:</b> Índice gamma para planes IMRT.....	44
<b>Tabla 5.2:</b> Resultado del índice gamma de planes con diagnóstico de cáncer de mama.....	49
<b>Tabla 5.3:</b> Resultado del índice gamma de planes con diagnóstico de cáncer de cabeza y cuello .....	51
<b>Tabla 5.4:</b> Resultado del índice gamma de planes con diagnóstico de cáncer de próstata.....	51
<b>Tabla 5.5:</b> Resultado del índice gamma de planes de otros diagnósticos .....	53

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1. Descripción del problema

La Radioterapia es un tratamiento oncológico que tiene la finalidad de alcanzar la curación o el alivio de los síntomas que produce el cáncer [1]. La Fundación Valle del Lili (FVL) presta el servicio de Radioterapia tratando aproximadamente 1.150 pacientes por año con técnicas como la Radioterapia Conformacional de Intensidad Modulada (IMRT) y la Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) [2]. La IMRT y VMAT son técnicas de tratamiento en Radioterapia, que permiten el suministro de altas distribuciones de dosis a los volúmenes blanco mientras protegen los órganos de riesgo (OAR) [1]. Sin embargo, estas técnicas vienen acompañadas de una gran complejidad en la planificación del tratamiento y el flujo del trabajo clínico. Por lo anterior, existe un protocolo para el control de calidad (CC) paciente específico para la IMRT y la VMAT, adoptado en el servicio de Radioterapia de FVL que se basa en la comprobación individual de los planes de tratamiento de cada paciente. Esto significa que se propone un método para la verificación de la distribución de dosis que permite validar o negar la modulación de dosis resultante del plan compuesto calculado por el sistema de planificación de tratamiento (TPS) Eclipse™ (Figura 1.1) frente a la media obtenida de los planes de verificación en modo CC sobre un maniquí o phantom; esto con el fin de generar las condiciones iguales a las de un paciente, es decir, se simula una situación cercana al caso clínico. Además, el proceso también permite verificar que los datos se transfieren con éxito desde el TPS al sistema de registro y verificación que controla al acelerador lineal (LINAC), y que el tratamiento se administra como estaba previsto. La comparación entre los mapas de dosis medidos en el LINAC y los mapas de dosis calculados por el TPS son sometidos a criterios de aceptación en función del índice gamma [3]. Este índice permite relacionar directamente la posición de la dosis predicha y la posición de dosis administrada donde la concordancia esperada es de al menos 95 % para los puntos evaluados, pertenecientes a los mapas de dosis, para un criterio de diferencia de dosis (DD) de 3 % y distancia para la concordancia de la dosis (DTA) de 3 mm.



**Figura 1.1:** Sistema de Planificación de Tratamiento Eclipse™. Cortes (Axial, sagital y coronal) e imagen volumétrica donde se observa el volumen blanco y los órganos a riesgo.

Debido a lo anterior, es necesario que el servicio de radioterapia de la FVL cuente con los medios necesarios tanto materiales como humanos para que la dosis suministrada en los tratamientos cumpla con estándares de calidad como lo recomiendan los reportes de la Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM); por ejemplo, el Task Group 100 [4] y además disponer de los mecanismos necesarios para corregir desviaciones que puedan afectar al paciente o anular los beneficios del tratamiento. Estos elementos constituyen la base de los programas de garantía de calidad y es responsabilidad de la FVL, en particular de los jefes de servicio, físico médicos, oncólogos radioterápicos, dosimetrístas y tecnólogos en radioterapia.

Por lo cual se plantea el siguiente interrogante a resolver:

¿Cuál es la manera más óptima para realizar los CC paciente específico en el acelerador lineal TrueBeam adquirido por el servicio de Radioterapia en el año 2019, de tal forma que se garantice la seguridad de los pacientes considerando el uso adecuado de la disponibilidad del equipamiento y del personal en tratamientos con IMRT y VMAT?

## **1.2. Objetivos**

### **1.2.1. Objetivo General**

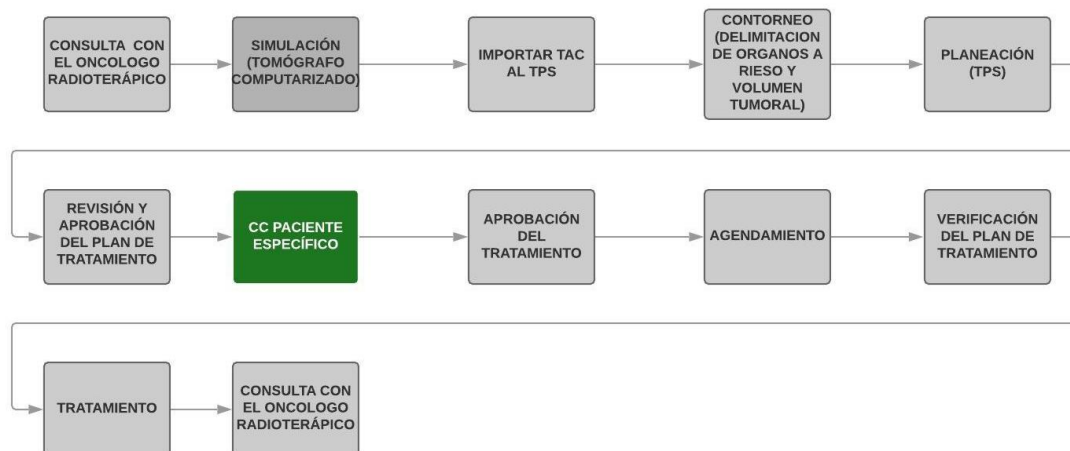
- Optimizar la ejecución de los procedimientos de CC paciente específico de tratamientos de IMRT y VMAT en el servicio de radioterapia de la FVL, garantizando el uso adecuado de recurso de personal y tiempo.

### **1.2.2. Objetivos Específicos**

- Implementar un procedimiento de CC paciente específico en tratamientos de IMRT y VMAT utilizando el aS-1200 del acelerador lineal TrueBeam de Varian.
- Implementar un procedimiento de CC paciente específico en tratamientos IMRT utilizando el OCTAVIUS® 4D de la marca PTW™ en el acelerador lineal TrueBeam.
- Identificar la concordancia de las mediciones que arrojan los dos métodos de control de calidad paciente específico de IMRT aplicables en el acelerador lineal TrueBeam de FVL.

## **1.3. Descripción de la metodología**

El desarrollo del estudio consistió en primer lugar del aprendizaje de la labor que se realiza en el servicio de Radioterapia de la FVL el cual se ve reflejado en el flujo de trabajo o vía clínica (Figura 1.2). Además, se estudiaron temas como el funcionamiento de un LINAC y su aplicación a la salud. Luego, se procedió a la creación de los planes de verificación en el TPS Eclipse para implementar los CC paciente específico leyendo los manuales de operación y funcionamiento de los sistemas dosimétricos mencionados anteriormente. Después de implementados los CC paciente específico se recolectaron los índices gamma de cada uno de los planes de verificación; estos planes de tratamiento abarcan diagnósticos como cáncer de próstata, cáncer de mama y cáncer de cabeza y cuello. Finalmente se realizó el análisis de los resultados obtenidos efectuando un estudio crítico en relación con la teoría planteada para así determinar cuál es la manera más óptima para realizar los CC paciente específico en el LINAC TrueBeam. Durante la ejecución de este trabajo, se utilizó la unidad de tratamientos acelerador lineal TrueBeam de Varian Medical Systems Inc. Los planes de verificación de IMRT y VMAT comprobados fueron elaborados en el TPS Eclipse™ de Varian y se usaron los sistemas dosimétricos de alta calidad OCTAVIUS® 4D de la marca PTW™ y el aS-1200 del LINAC TrueBeam.



**Figura 1.2:** Flujo de trabajo o vía clínica del servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili. El recuadro verde es el proceso de control de calidad paciente específico.

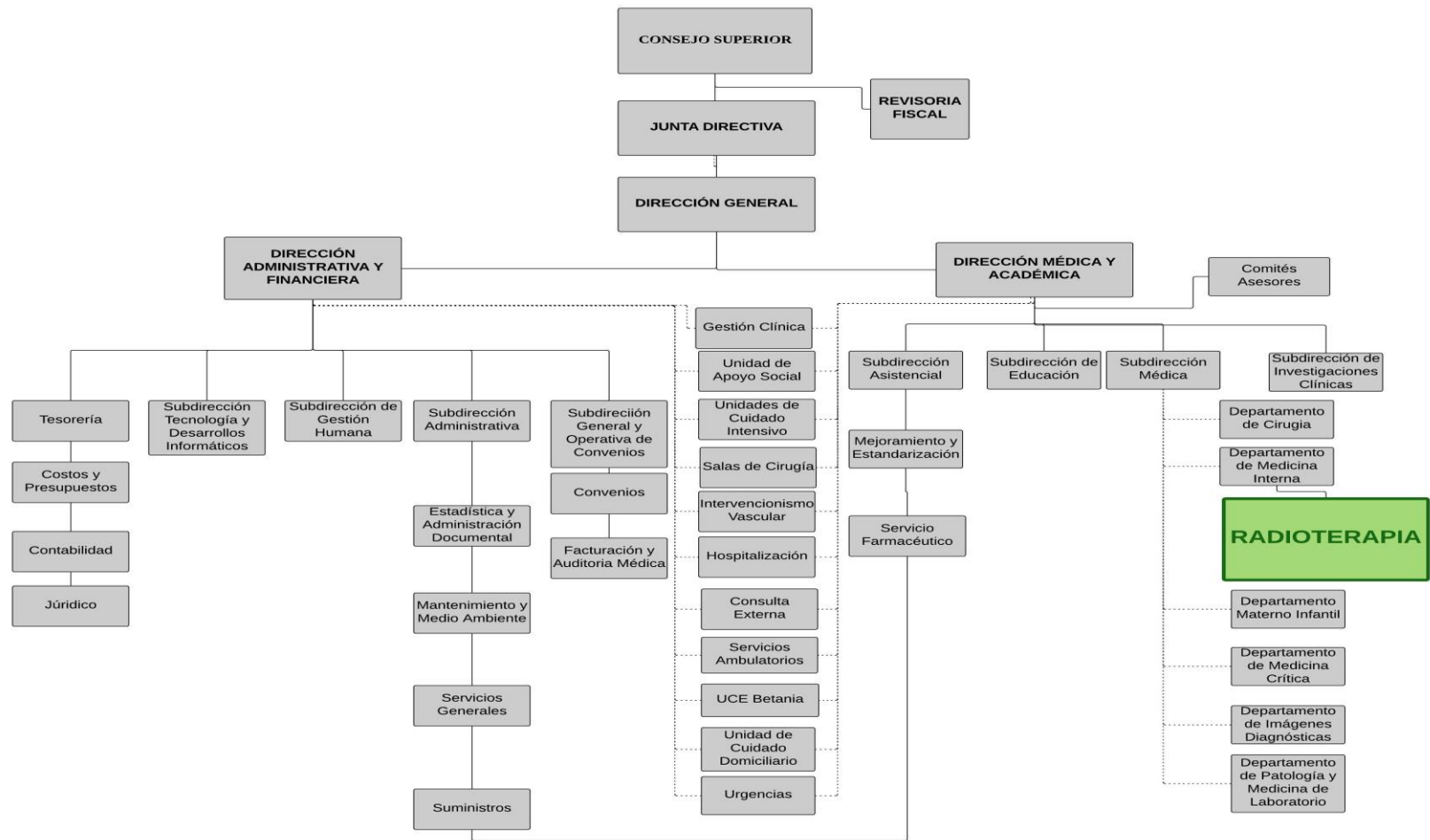
#### 1.4. Presentación del documento

El presente documento consta de cuatro capítulos más: En el siguiente Capítulo se realiza una breve descripción de la FVL y del servicio de Radioterapia que esta institución ofrece. En el Capítulo 3 se presentan las bases teóricas que predominan en el campo de la Radioterapia y los equipos de mayor relevancia que fueron fundamentales para el desarrollo de este trabajo. Seguidamente en el Capítulo 4 se describe la metodología implementada; es decir, se expone el paso a paso de cómo realizar CC paciente específico con los sistemas OCTAVIUS® 4D de la marca PTW™ y el portal dosimétrico de Varian. En el capítulo 5 se presentan los resultados obtenidos a partir de la obtención del índice gamma de los planes de verificación y el análisis de los datos obtenidos en la pasantía. Finalmente se presentan las conclusiones, lecciones aprendidas y recomendaciones.

## **2. INSTITUCIÓN TUTORA: FUNDACIÓN VALLE DEL LILI**

### **2.1. Reseña histórica**

La Fundación Valle del Lili surge de la iniciativa del cardiólogo doctor Martín Wartenberg por construir en la ciudad de Cali una institución donde se pudiera brindar soluciones médicas de alta complejidad a los pacientes, desarrollar y practicar las nuevas tecnologías médicas. Posteriormente se socializa la idea a un grupo de empresarios Vallecaucanos quienes demuestran interés en este proyecto y se inicia la concretización. Poco tiempo después, se firma el acta de constitución de fundadores el 20 de octubre de 1982, donde se eligió a la Primera Junta Directiva de la Fundación valle del Lili y se consolida el 25 de noviembre de 1982 como una entidad privada, sin ánimo de lucro. Finalmente, el 3 de marzo de 1986, se abrió la Clínica de servicios especializados en el barrio Centenario; en una propiedad cedida en calidad de préstamo para iniciar con la prestación de servicios ambulatorios sin perder nunca la visión en la alta complejidad. En esa misma época se consigue el terreno del Valle del Lili y el 7 de julio de 1994 se realizó la inauguración de la sede actual. De esta fecha a la actualidad la FVL cuenta con una estructura jerárquica (Figura 2.1) que cada vez sigue creciendo y continúa prestando sus servicios de salud con personal altamente especializado, tecnología de punta e infraestructura hospitalaria que permite ofrecer una atención Integral y segura [2].



**Figura 2.1:** Organigrama de la Fundación Valle del Lili. El recuadro verde representa el servicio de Radioterapia que pertenece al Departamento de Medicina Interna.

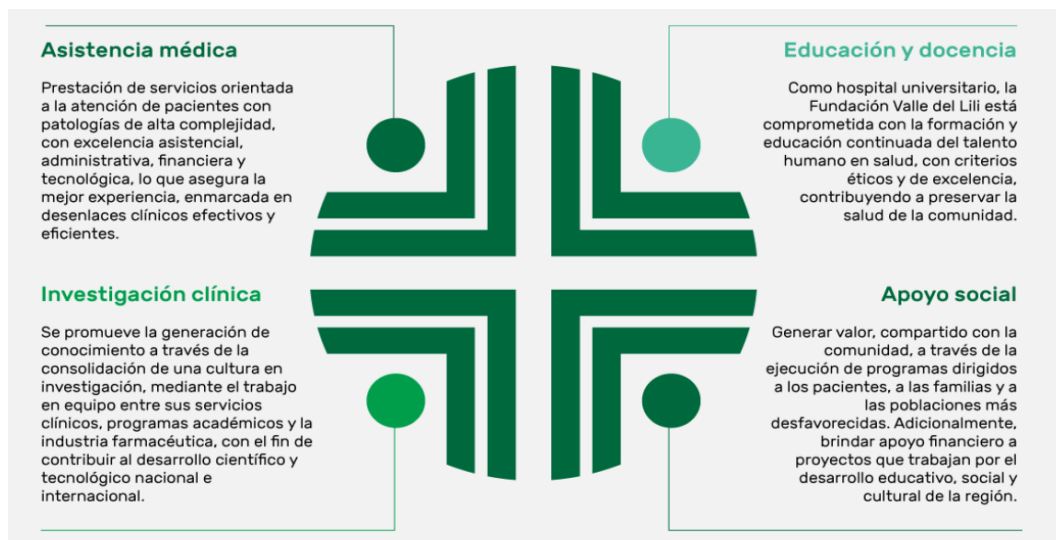


## 2.2. Información general

La Fundación Valle del Lili es una institución prestadora de servicios de la salud de alta complejidad en Colombia y Latinoamérica. Dentro de los símbolos de su imagen corporativa se encuentra el logo donde la cruz verde refleja los cuatro pilares de la institución (Figura 2.2).



(a)



(b)

**Figura 2.2:** (a) Logo de la Fundación Valle del Lili (b) Cruz que representa los cuatro pilares de la institución.

**Misión:** Satisfacer las necesidades de salud de alta complejidad de nuestros pacientes, integrando la práctica clínica, la educación y la investigación, en una permanente búsqueda de la excelencia para el beneficio de la comunidad.

**Visión:** Consolidarnos como un Hospital Universitario líder en Latinoamérica con énfasis en los servicios de salud de alta complejidad, mediante un modelo de atención integral, humanizado y seguro, con enfoque de gestión sostenible por su eficiencia, superávit, responsabilidad social e innovación con capacidad y liderazgo en la generación de conocimiento y en el desarrollo de talento humano.

**Valores:**

- Servicio humanizado.
- Seguridad.
- Trabajo en equipo.
- Integridad.
- Respeto.
- Pensamiento crítico.

**Servicio de Radioterapia:** La FVL desde el año 1995 ha brindado el servicio de radioterapia tanto a la población pediátrica como a adultos con enfermedad neoplásica. El servicio ofrece radioterapia externa para diagnósticos como cáncer de mamá, cáncer de próstata, cáncer de cabeza y cuello, entre otros y braquiterapia de alta dosis para tratamiento de pacientes con diagnóstico de neoplasias ginecológicas o de piel.

El servicio se ha caracterizado por estar a la vanguardia en la aplicación de nuevas técnicas de tratamientos de acuerdo al progreso tecnológico disponible. Dispone de tres aceleradores lineales, Artiste y Primus de Siemens y un equipo de última generación adquirido inicios del 2019: TrueBeam con Novalis y tomógrafo Siemens Somaton Confidence, dedicado para simulación con tecnología para control respiratorio (Tomografía 4D), siendo estos dos los primeros en el país. El servicio trata aproximadamente 1.150 pacientes por año con técnicas que incluyen Radioterapia Conformacional 3D, Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), Radioterapia con Arcoterapia Volumétrica (VMAT), Radioterapia corporal total para pacientes adultos y pediátricos y radiocirugía craneal para tratamientos de múltiples metástasis cerebrales.

Para el proceso de planeación se incorporó el TPS Eclipse con el cual se puede incrementar la calidad en los cálculos. Además, se cuenta con el sistema de gestión ARIA, el cual posibilita administrar de forma integrada el proceso de radioterapia, traducándose en mayor seguridad para el paciente. Además, se tienen sistemas modernos de control de calidad.

El equipo médico se encuentra conformado por cuatro médicos especialistas en oncología radioterápica, tres físicos médicos y un estudiante de maestría en física médica, tres dosimetrístas, dos enfermeras con especialidad en oncología, dos auxiliares de enfermería, quince tecnólogos en radioterapia, una coordinadora médico administrativa y un ingeniero biomédico. Además de los profesionales anteriormente mencionados, el servicio de Radioterapia requiere de un estudiante de pasantía capaz de apoyar al físico encargado del Programa de Control de Calidad del servicio. Las tareas que abarcan el programa son controles mensuales de dosimetría y mecánicos de los aceleradores lineales, Radiometrías de la fuente de Braquiterapia y del Tomógrafo, revisión de controles diarios realizados en los aceleradores lineales y los CC paciente específico.

### 3. MARCO TEÓRICO

#### 3.1. Marco conceptual

A continuación, se presentan los fenómenos físicos básicos que predominan en el campo de la física médica y la radioterapia.

##### 3.1.1. Radiación

La radiación es la propagación de energía en forma de ondas electromagnéticas (Luz visible, rayos X, rayos gamma, luz ultravioleta, microondas, etc.) o partículas subatómicas (partículas alfa  $\alpha$ , partículas beta  $\beta$ , neutrones, etc.) [5]. La radiación tiene la habilidad de ionizar o no materiales, por lo que se clasifica de la siguiente manera [6]:

- **Radiación no ionizante:** Es la radiación que no posee la energía para ionizar o desligar electrones de un átomo. (Radiación ultravioleta, radiación luminosa, radiación infrarroja, microondas).
- **Radiación ionizante:** Es la radiación que al interactuar con la materia produce la ionización de la misma, es decir, posee una energía que es capaz de arrancar los electrones de las capas electrónicas de un átomo; en consecuencia, se crean pares de iones (partículas con carga eléctrica).

Además, se destacan dos tipos de radiación ionizante. El primer tipo es la radiación ionizante directa; ésta consta de partículas cargadas, que interactúan con la materia mediante la fuerza de Coulomb, que les hace repeler o atraer electrones de átomos en función de sus cargas. Entre estas radiaciones encontramos los electrones, los positrones, los protones, las partículas alfa, los mesones cargados, los muones y los iones pesados. Por otro lado, la radiación ionizante indirecta es producida por partículas sin carga como los fotones de energía superior a 10 keV (rayos X y rayos gamma) y los neutrones [6].

Las radiaciones ionizantes se originan ya sea mediante procesos de desintegración radiactiva y/o acelerando o frenando partículas con carga eléctrica como los electrones. Los radioisótopos o radionucleidos son núcleos atómicos inestables que sufren cambios espontáneos por no poseer el mismo número de protones y neutrones, es decir existe una descompensación de fuerzas de repulsión y atracción por lo que emiten espontáneamente diferentes tipos de radiaciones para alcanzar una configuración estable. El proceso de emisión se denomina decaimiento, desintegración radiactiva o radioactividad y aunque existen varios tipos de desintegración radiactiva las más relevantes son [7] (ANEXO A):

- Decaimiento de la partícula alfa ( $\alpha$ )
- Decaimiento de la partícula beta ( $\beta$ )
- Captura Electrónica ( $\epsilon$ )
- Desintegración gamma ( $\gamma$ )
- Conversión Interna ( $E$ )

### 3.1.2. Producción de Rayos X

Un haz de rayos X se produce frenando un haz de electrones acelerado, contra un blanco metálico generalmente de Wolframio. En cualquier aparato de rayos X existe un cátodo emisor de electrones y un ánodo conectado a un potencial fuertemente positivo respecto al cátodo, que atrae los electrones y que a la vez sirve de blanco contra el que éstos colisionan. Los rayos X pueden originarse a través de dos procesos que ocurren simultáneamente [8]: la radiación de frenado y la radiación característica.

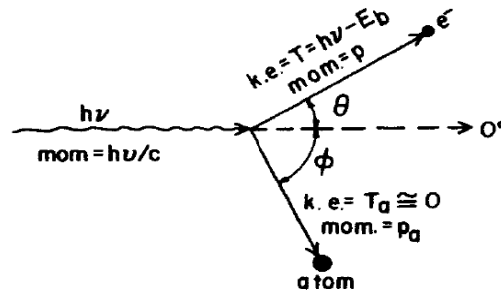
- **Radiación de frenado:** Un electrón que pasa próximo a un núcleo atómico puede colisionar con este perdiendo el 100% de su energía cinética, el efecto de esta pérdida es la emisión de rayos X (fotones). Esto sucede debido a la atracción de las cargas de distinto signo, el electrón con carga negativa y el núcleo del átomo cargado positivamente; por lo que lo hace frenar. En todo caso si el electrón no colisiona, continuara su trayectoria sin sufrir ninguna perturbación. Cabe resaltar que el fotón emitido puede tener una energía muy variable. Un haz continuo de electrones que choquen con el ánodo dará lugar a un haz de fotones heterogéneos, de distintas energías.
- **Radiación característica:** En esta interacción, la energía cinética de un electrón es lo suficientemente elevada para ionizar o excitar a los electrones de los orbitales electrónicos de los átomos del ánodo. En esta colisión se produce un hueco en un orbital interno que tiende a ser ocupado por otro electrón de una órbita próxima, emitiéndose radiación electromagnética (fotón) con energía igual a la diferencia de energía entre estos dos orbitales. Esta emisión de radiación tiene un valor determinado de energía para cada valor de Z (número atómico), por ello recibe el nombre de radiación **característica**.

### 3.1.3. Interacción de la radiación ionizante con la materia

Como se mencionó anteriormente la radiación ionizante interactúa con la materia de manera directa (ANEXO B) y de manera indirecta. En el caso de la interacción de la radiación indirectamente ionizante con la materia [9]. Cuando un haz de fotones interactúa con la materia pueden ocurrir dos cosas con cierta probabilidad; que atraviese la materia sin interactuar con ningún átomo de este o que colisione con alguno de los electrones de los orbitales de un átomo. En este último caso ocurren tres procesos:

**A. Efecto Fotoeléctrico:** El efecto fotoeléctrico se genera debido a la colisión entre un fotón de energía baja y un electrón. Cuando ocurre esta interacción, el fotón incidente cede toda su energía y desaparece al ser absorbido (Figura 3.1). En el átomo del material absorbente pueden ocurrir dos cosas [10]:

- Si la energía del fotón es menor que la energía de ligadura se producirá una colisión elástica, es decir el fotón desaparece, pero no se producirá ninguna alteración debido a que el átomo volverá a su situación inicial.
- Si la energía del fotón es mayor que la energía de ligadura del electrón, el fotón de igual manera desaparece, sin embargo, el electrón es arrancado del átomo y se proyecta a cualquier dirección denominándose entonces fotoelectrón.



**Figura 3.1:** Representación esquemática del Efecto Fotoeléctrico [9]

El efecto fotoeléctrico depende, por tanto, de la energía de ligadura de las distintas capas del átomo. Dado que estas energías son características de cada elemento, la atenuación o absorción de los fotones de radiación dependerá del átomo del absorbente que se exponga a la radiación. Para explicar este efecto se parte de la hipótesis de Einstein que establece que [11]:

$$T = h\nu - E_b \quad (3.1)$$

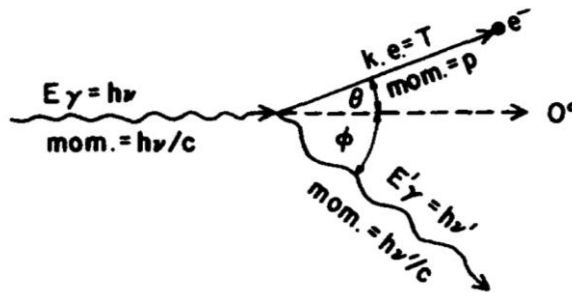
Donde  $T$  es la energía cinética máxima de emisión que es igual a la energía  $h\nu$  de un cuanto menos  $E_b$ ; que corresponde a la energía mínima para arrancar el electrón del material absorbente.

$$E_b = \phi = h\nu_0 \quad (3.2)$$

A la energía mínima para desligar el electrón también se le denomina función de trabajo  $\phi$ . Donde  $\nu_0$  es la frecuencia umbral de la radiación incidente a partir de la cual ocurre la emisión fotoeléctrica, por lo cual si la frecuencia de la luz incidente es mayor que este valor se observará la emisión de partículas cuya energía máxima es:

$$T = h(\nu - \nu_0) \quad (3.3)$$

**B. Efecto Compton:** El efecto Compton se produce mediante la interacción de un fotón de energía intermedia  $h\nu$  y un electrón poco ligado de masa  $m_0$ . Cuando estos colisionan el electrón sale con un ángulo  $\theta$ , energía cinética  $T$  y momento  $p$ . El fotón se dispersa con una energía inferior  $h\nu'$ , ángulo  $\phi$  y momento  $h\nu'/c$  (Figura 3.2).



**Figura 3.2:** Representación esquemática del Efecto Compton [9]

El efecto Compton puede ser analizado de manera semi-clásica como una colisión perfectamente elástica entre partículas, considerando al electrón inicialmente en reposo respecto al fotón incidente. Aplicando las leyes de la conservación de la energía y del momento se deriva la siguiente ecuación:

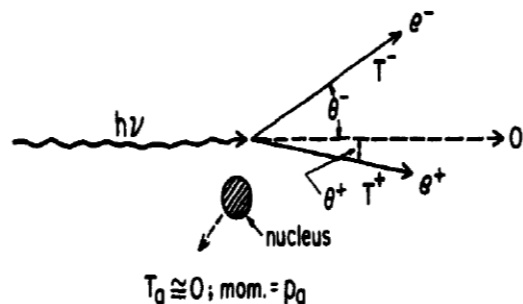
$$\Delta\lambda = \lambda - \lambda_0 = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta) \quad (3.4)$$

La ecuación de Compton predice el aumento de la longitud de onda de la radiación electromagnética dispersada, dependiendo solamente la constante universal  $h$  y del ángulo de dispersión  $\theta$ . Este aumento no depende de la longitud de onda de la radiación incidente.

Como consecuencia de la interacción Compton [12]:

- El fotón de radiación incidente no es absorbido, sino que continúa su trayectoria tras múltiples colisiones que le provocan múltiples desviaciones de su trayectoria; ello dará lugar a la radiación esparcida.
- Se producirán múltiples ionizaciones en los átomos al absorberse parte de la energía de estos fotones tan energéticos; y que son la base de las teorías por las que se explican los efectos lesivos producidos por la radiación ionizante.

**C. Producción de pares:** El diagrama muestra esquemáticamente el caso que da lugar a la producción de pares. Un fotón incidente de energía  $h\nu$  colisiona con un núcleo atómico para dar lugar a la formación de un electrón y un positrón con energías  $T^-$  y  $T^+$  respectivamente. Esto solo puede ocurrir en un campo de fuerza de Coulomb, generalmente cerca del núcleo atómico.

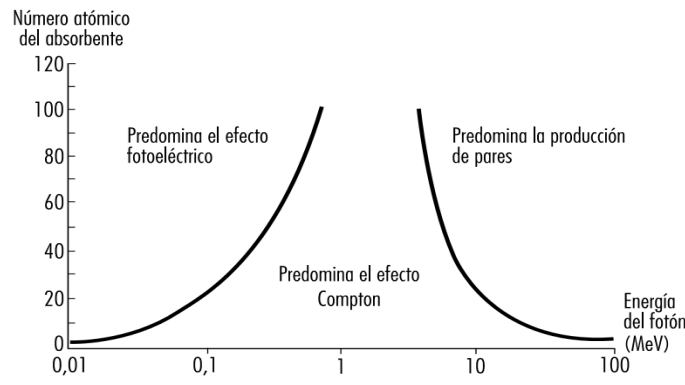


**Figura 3.3:** Representación esquemática de la Producción de Pares [9]

La ecuación de conservación de la energía cinemáticamente está dada por [9]:

$$h\nu = 2m_0c + T^- + T^+ \quad (3.5)$$

Donde  $2m_0c = 1,022 \text{ MeV}$  es la energía mínima que se requiere para la producción de pares, pues la energía mínima del fotón debe ser igual al doble de la energía de un electrón en reposo. La importancia del efecto Compton, el efecto fotoeléctrico y la producción de pares depende tanto de la energía del fotón como del número atómico  $Z$  del medio absorbente (Figura 3.3). El efecto fotoeléctrico es dominante en las energías de fotones más bajas, el efecto Compton toma el control de las energías medias y la producción de pares en las energías más altas [6].



**Figura 3.4:** Tipos de interacción de la Radiación indirectamente Ionizante. Energía Vs número atómico  $Z$  [6]

### 3.1.4. Magnitudes y unidades del haz de radiación

Un haz de rayos X emitido por una fuente radiactiva consiste en una gran cantidad de fotones, generalmente con una variedad de energías. Un haz de fotones se puede describir por muchos términos, algunos de los cuales se definen de la siguiente manera [13]:

La fluencia ( $\Phi$ ) de los fotones es el cociente  $dN$  por  $da$ , donde  $dN$  es el número de fotones que entran en una esfera imaginaria de área de sección transversal  $da$ .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (3.6)$$

La tasa de fluencia o densidad de flujo ( $\phi$ ) es la fluencia por unidad de tiempo. Donde  $dt$  es el intervalo de tiempo.

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (3.7)$$

Fluencia energética ( $\Psi$ ) es el cociente de  $dE_{fl}$  por  $da$ , donde  $dE_{fl}$  es la suma de las energías de todos los fotones que entran en una esfera de área de sección transversal  $da$

$$\Psi = \frac{dE_{fl}}{da} \quad (3.8)$$

Para un haz monoenergético,  $dE_{fl}$  es solo la cantidad de fotones  $dN$  por energía  $h\nu$  transportada por cada fotón.

$$dE_{fl} = dN \cdot h\nu \quad (3.9)$$

La tasa de fluencia energética es la fluencia energética ( $\Psi$ ) por unidad de tiempo.

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (3.10)$$

### 3.1.5. Magnitudes y unidades radiológicas

Las radiaciones ionizantes no son apreciables de forma directa por los sentidos humanos; sin embargo, es posible reconocer su existencia por los efectos lesivos sobre los organismos vivos. La protección de las personas frente a los efectos de la radiación ionizante, exige conocer la cantidad de radiación de un haz, la cantidad de radiación de dicho haz que es absorbida por la materia y la probabilidad de producir efectos indeseables como consecuencia de esa absorción. Los organismos internacionales que se ocupan de estos aspectos son La Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIPM, Bureau International des Poids et Mesures) que define y adopta las unidades internacionalmente aceptadas, La Comisión Internacional de Medidas y Unidades Radiológicas (ICRU) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICPR) se encargan de la elaboración de normativas y recomendaciones en el campo de la radioprotección. En la actualidad se establecen tres tipos de unidades radiológicas donde cada una de ellas cuantifica la radiación ionizante contemplando tres aspectos diferentes [14,15].

**Magnitudes y unidades de exposición:** La exposición ( $X$ ) es la magnitud dosimétrica encargada de valorar la capacidad de ionización que posee un haz de radiación, es decir, mide la cantidad de carga producida en una masa de aire debido a una fuente de radiación ionizante. La magnitud de exposición se define como:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.6)$$

Donde  $dQ$  es el valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en el aire cuando todos los electrones liberados por los fotones por unidad de masa  $dm$  son completamente parados en aire. La unidad anteriormente utilizada era el Roentgenio ( $R$ ), definida como la exposición producida por un haz de radiación  $X$  o gamma, que absorbida en  $1\text{cm}^3$  de aire seco (1,293 mgr de peso) y en condiciones normales (temperatura a  $0^\circ\text{C}$  y



presión de 760 mm Hg) produce ionización. En la actualidad la unidad en el SI utilizada es el culombio/Kg (C/Kg). La relación entre ambas unidades es la siguiente:

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} C/Kg \text{ y } 1C/Kg = 3876 R \quad (3.7)$$

Las unidades de radiación deben de expresarse en tasas de dosis, es decir, dosis de radiación por unidad de tiempo. La tasa de exposición ( $\dot{X}$ ) se define como el cociente entre  $dX$  y  $dt$ , donde  $dX$  es el incremento de exposición durante el intervalo de tiempo  $dt$ . La tasa de exposición se expresa en R/s o C/Kg s.

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (3.8)$$

**Magnitudes y unidades de absorción:** La dosis absorbida ( $D$ ), es la energía media cedida de la radiación ionizante ( $dE$ ) por unidad de masa ( $dm$ ). Es la magnitud dosimétrica de más interés. La dosis absorbida se define para cada punto del material irradiado. Por tanto, cuando se habla de la dosis en un órgano o tejido, se supone que nos referimos al valor promedio del total absorbido, y en cada uno de los gramos que componen ese volumen irradiado.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3.9)$$

La unidad antigua es el Rad (radiation absorbed dose), definida como la dosis de radiación que depositaba 100 ergios de energía sobre por cada gramo de tejido y la unidad moderna en el SI es el Gray, definido como la radiación que deposita 1 Joule por kilogramo ( $J/Kg$ ). La relación entre ambas magnitudes es:

$$1 Rad = 100 \text{ ergios/gramo y } 1 Gy = 100 Rad \quad (3.10)$$

Análogamente, la tasa de dosis absorbida  $\dot{D}$  se define como la dosis absorbida durante un intervalo de tiempo, y se expresa en  $Gy/s$   $G/min$  o  $Gy/h$ .

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (3.11)$$

**Magnitudes y unidades de equivalencia:** La dosis equivalente ( $H$ ) proporciona un método con el cual calcular la dosis absorbida en diferentes órganos a cualquiera de los tipos de radiación ionizante; ya que una misma cantidad de dosis de radiación absorbida provoca diferentes efectos biológicos. La dosis equivalente toma el impacto biológico en consideración mediante el uso de una modificación específica o factor de calidad ( $QF$ ) (Tabla 3.1) para ajustar el valor de la dosis absorbida (Ecuación 3.12) [15]. Eso se consigue multiplicando la dosis absorbida por el factor de calidad.

$$H = QF \times D \quad (3.12)$$

**Tabla 3.1:** QF en los distintos tipos de radiación. (\*) Energía mayor de 30 KeV [15]

Tipo de radiación	QF
Radiación X y/o gamma (*)	1
Electrones y partículas beta (*)	1
Partículas beta del tritio	2
Protones y neutrones	25
Partículas alfa	25
Productos de fisión	25
Núcleos de retroceso	25

La unidad anteriormente utilizada era el rem (radiation equivalent mammalian) definida como la cantidad de cualquier tipo de radiación ionizante que tiene el mismo efecto biológico que un rad de rayos X producido a 200KeV; sin embargo, el rem fue remplazado para uso en el SI por la unidad Sievert (*Sv*) que corresponde a una energía absorbida de 1 Joule por Kilogramo de tejido biológico y se define como la dosis de radiación que es equivalente a 100 rem.

$$1 \text{ rem} = 100 \text{ Sv} \quad (3.13)$$

La tasa de dosis equivalente se define como la cantidad de dosis equivalente suministrada por unidad de tiempo.

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt} \quad (3.14)$$

### 3.1.6. Radioterapia

Es un tratamiento oncológico que se basa en el efecto lesivo que produce la interacción de la radiación ionizante sobre los tejidos biológicos y los organismos vivos; pues las diferentes trayectorias de la radiación ionizante sobre las células pueden depositar energía sobre la molécula del ADN (ácido desoxirribonucleico); produciendo el daño del ADN de las células tumorales y posteriormente su muerte. Este tratamiento se encuentra orientado a garantizar la destrucción de las células neoplásicas para impedir su crecimiento y reproducción mientras que se protegen los órganos a riesgo de los efectos nocivos de la radiación ionizante [16,17].

En relación a este objetivo, la radioterapia puede administrarse de forma externa mediante equipos llamamos aceleradores lineales o de forma interna mediante fuentes radioactivas (braquiterapia) (ANEXO C); consiguiendo una dosis de radiación determinada en un volumen blanco previamente definido. La elección de la administración más óptima dependerá entonces de la dosis absorbida por el volumen a irradiar, por los órganos a riesgo y la tolerancia del paciente. La administración de este tratamiento se clasifica según la secuencia temporal y la finalidad del tratamiento de la siguiente forma [18]:

#### Según la secuencia temporal:

**Radioterapia exclusiva:** El único tipo de tratamiento oncológico que recibe el paciente es la radioterapia. Por ejemplo, el cáncer de próstata precoz.

**Radioterapia adyuvante:** Como complemento de un tratamiento primario o principal, generalmente la cirugía. Puede ser neoadyuvante si se realiza antes de la cirugía, pero sobre todo la adyuvancia es la que se realiza después de la cirugía (postoperatoria).

**Radioterapia concomitante, concurrente o sincrónica:** Es la radioterapia que se realiza simultáneamente con otro tratamiento, generalmente la quimioterapia.

#### **Según la finalidad de la radioterapia:**

**Radioterapia radical o curativa:** Es la que emplea altas dosis de radiación, próximas al límite de tolerancia de los tejidos normales, con el objetivo de eliminar el tumor.

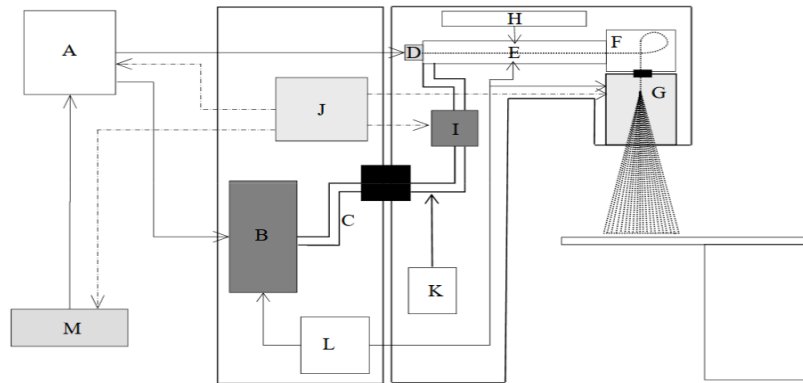
**Radioterapia paliativa:** En este tipo se emplean dosis menores de radiación, suficientes para calmar o aliviar síntomas del paciente con cáncer.

#### **3.1.7. Radioterapia Externa o Teleterapia**

Consiste en la emisión de radiación ionizante a un objetivo local o volumen tumoral a través de una fuente situada entre 40 y 110 cm de distancia del paciente según corresponda. La radioterapia externa generalmente usa equipos de baja o alta energía. Los equipos de baja energía son dispositivos de kilo voltaje y utilizan distintos potenciales que van desde 20KV hasta 500KV. Por el contrario, los equipos de alta energía usan dispositivos de mega voltaje que entregan un tratamiento donde hay menor absorción de dosis en la piel, mayor dosis de profundidad y disminución de la radiación dispersada en direcciones diferentes a las de incidencia. En este caso se tienen a los aceleradores lineales de partículas que actualmente son los más utilizados [19]. A continuación se describe el funcionamiento de un acelerador lineal.

#### **3.1.8. Acelerador Lineal**

Es un equipo que tiene la capacidad de generar fotones a través del fenómeno conocido como bremsstrahlung o radiación de frenado. El LINAC utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas como los electrones. Estos electrones también pueden hacerse chocar con un material de alto número atómico (llamado blanco) para producir rayos X con mayor penetración. Un LINAC generalmente produce dos energías de fotones (6, 10, 15 o 18 MV) para tratar tumores profundos y varias energías de electrones (6, 9, 12, 15, 18 y hasta 22 MeV) para tratar tumores superficiales. Existen varios fabricantes de LINAC, cada uno de los cuales introduce una serie de características en el diseño de sus equipos, pero con una base de funcionamiento que es la misma para todos ellos [20] (Figura 3.5).

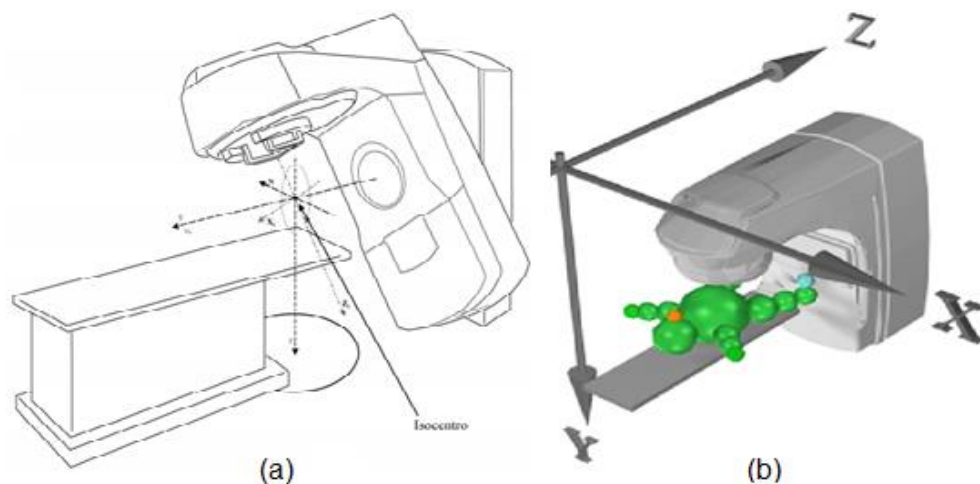


**Figura 3.5:** Diseño general de un LINAC. (A) Modulador. (B) Generador de la microonda. (C) Guía de ondas. (D) Fuente e inyector de electrones. (E) Guía aceleradora. (F) Bending magnet. (G) Cabezal. (H) Bomba de vacío. (I) Sistema de control automático de frecuencias. (J) Sistemas eléctricos y de seguridad. (K) Sistema de control de presión del gas de llenado. (L) Sistema de refrigeración. (M) Consola de control [20]

- A. Modulador:** Su principal función es suministrar un pulso de voltaje al generador de la microonda. El modulador está integrado por la red de formación de pulsos (PFN), que tiene la doble labor de acumular la energía requerida para cada pulso y liberar esa energía con una forma de pulso específica en una carga a través de un interruptor de alto voltaje conocido como hidrogeno de tiratrón. Los pulsos de alto voltaje de la sección del modulador son pulsos de corriente continua de unos pocos microsegundos de duración que se envían al generador de la microonda y simultáneamente a la fuente e inyector de electrones.
- B. Generador de la microonda:** La aceleración de electrones tiene lugar mediante la absorción de la energía transportada por una microonda de alta potencia. La microonda se produce mediante dos dispositivos: el Magnetron y el Klystron. El magnetron es un dispositivo que produce microondas; funciona como un oscilador de alta potencia, generando pulsos de microondas de varios microsegundos de duración y con una tasa de repetición de varios cientos de pulsos por segundo. La frecuencia de las microondas dentro de cada pulso es de aproximadamente 3.000 MHz y el segundo es un amplificador de microondas por lo que necesita ser impulsado por un oscilador de microondas de baja potencia como el magnetron.
- C. Guía de onda:** Desde el generador las microondas pulsadas se inyectan en el tubo o estructura del acelerador a través de un sistema de guía de onda.

- D. Fuente e inyector de electrones:** Tiene la función de proporcionar los electrones a la estructura de aceleración. Los electrones son producidos por efecto termoiónico, que son focalizados y dirigidos hacia un ánodo. El inyector controla la cantidad y la energía de los electrones, esta energía está en torno a los 150KeV.
- E. Guía aceleradora:** La guía aceleradora consiste en un tubo de cobre con su interior dividido por discos de cobre o diafragmas de apertura y separación variables. Esta sección es evacuada a un alto vacío, para evitar las pérdidas energéticas y la dispersión del pulso de electrones. A medida que los electrones se inyectan en la estructura del acelerador con una energía inicial de aproximadamente 50 KeV, los electrones interactúan con el campo electromagnético de las microondas.
- F. Bending Magnet:** La orientación de la guía aceleradora se encuentra en una posición próxima a la horizontalidad por lo que el haz de electrones tiene que ser desviado con el fin de orientarlo hacia un blanco, el cual está hecho de tungsteno y cobre. Esta desviación se logra haciendo pasar el pulso de electrones por una cavidad de alto vacío continua a la guía, en cuyo interior se encuentran unos electroimanes, quienes son los encargados de generar un campo magnético transversal.
- G. Cabezal:** En el cabezal se distinguen los siguientes componentes.
- **Lámina dispersora:** Estas láminas son las encargadas de dispersar los electrones, ya que emergen de la ventana en un haz radial y angularmente muy focalizado. Para cada modo de energía se selecciona una hoja con el material y el espesor adecuados. Todo lo anterior con el fin de homogeneizar el haz, de manera que el campo de radiación sea lo más uniforme posible.
  - **Hojas homogeneizadoras:** El haz dispersado tiene un perfil de fluencia aproximadamente gaussiano y su intensidad es mucho mayor en la región axial que en la región periférica. Por lo tanto, el perfil de fluencia se aplanan haciendo pasar por un filtro aplanador, cuyo grosor es mayor en la región central que en la periferia.
  - **Colimadores Multiláminas (MLC):** Componente interno del Linac, cuya función es conformar el haz de radiación en una forma irregular determinada. Consiste en un conjunto de entre 20 y 60 pares de hojas enfrentadas con movimientos longitudinales independientes, cada hoja con su propio motor y controladas por un computador.
  - **Aplicadores:** Establece el tamaño y forma del campo de radiación del haz diseñado para uso con haces de electrones en la superficie del paciente.
- H. Bomba de vacío:** Su función es mantener el alto vacío necesario en la guía de aceleración. Otra bomba se encarga de hacer la misma función en el generador de la microonda.

- I. **Sistema de control automático de frecuencias:** La función de ese sistema es mantener las condiciones de onda estacionaria adaptando la frecuencia constantemente ya que puede cambiar variaciones en la temperatura o por cambios de impedancia en la guía debidos a variaciones en el número de electrones que se inyectan en la guía.
- J. **Sistemas eléctricos y de seguridad:** Estos sistemas se encargan de monitorizar todos los aspectos del funcionamiento del LINAC. Si el valor del parámetro que se controla supera cierto umbral, el funcionamiento del LINAC se detiene y se activa un interlock de seguridad
- K. **Sistema de control de presión del gas de llenado:** Este sistema asegura que la presión del gas encargado de llevar la microonda amplificada del generador a la guía aceleradora sea la apropiada.
- L. **Sistema de refrigeración:** Este sistema es el encargado de mantener una temperatura aproximadamente constante en aquellos componentes del LINAC que alcanzarían temperaturas muy elevadas como la guía aceleradora, el generador de la microonda, la ventana de entrada de la microonda, el Bending Magnet y el blanco para la generación de fotones.
- M. **Consola de control:** Desde aquí los tecnólogos en radioterapia controlan la aplicación de los tratamientos de radioterapia externa y se comprueban además los parámetros de funcionamiento del LINAC.



**Figura 3.6:** (a) Caracterización geométrica de un LINAC. (b) Coordenadas en el TPS Eclipse.[21]

EL LINAC está diseñado para que el eje de giro del gantry, del colimador y de la mesa de tratamiento se intercepte en un punto llamado isocentro que define los tres ejes cartesianos X, Y y Z (Figura 3.6). Además, el LINAC tiene integrado en el cabezal un sistema óptico que incluye un telemetro que proyecta un patrón de luces en la dirección Z positiva. Si se coloca una superficie perpendicular al haz de radiación en ella se refleja la distancia foco-superficie (SSD) [21].

### 3.1.9. Etapas del proceso radioterápico de haz externo

Cuando el oncólogo radioterápico toma la decisión de administrar Radioterapia generalmente el proceso conlleva las siguientes etapas [22]:

**Simulación:** Esta etapa consiste en la obtención de los datos anatómicos necesarios para simular el proceso de radioterapia; en caso de ser necesario se usan dispositivos de inmovilización como las máscaras termoplásticas, colchones de vacío, retractores de hombros, etc. Para realizar la simulación es necesario contar con una unidad de tomografía computarizada o con un simulador convencional con posibilidad de realizar cortes mediante Tomografía axial que proporcionan una medida precisa del contorno externo y de los contornos internos para que posteriormente el médico dibuje el volumen a tratar y los órganos a riesgo, decidiendo según la anatomía la dosis necesaria o prescripción.

**Planificación:** En esta etapa el físico médico utiliza un sistema de planificación de tratamiento; que modela los campos de irradiación definidos por sus orientaciones y conformaciones de haz; para seleccionar las distintas conformaciones de haz necesarias para el plan de tratamiento, se utilizan imágenes del contorno del volumen tumoral visto desde la fuente de radiación siguiendo la dirección del eje del haz. Esta vista es conocida como perspectiva del haz (BEV) y permite comparar los diferentes contornos de volumen tumoral cubiertos por el haz para cada posible conformación y orientación del mismo. Posteriormente el sistema calcula la distribución de dosis absorbida utilizando un algoritmo de cálculo de dosis y el modelo tridimensional creado con los datos anatómicos del paciente. En el TPS se delimitan varios volúmenes que son de gran interés, de los cuales se tiene el Volumen tumoral bruto (GTV) que constituye el Volumen de Tumor Macroscópico, el Volumen Objetivo Clínico (CTV) que contiene al GTV y a la enfermedad microscópica que lo rodea, el Volumen Objetivo de Planificación (PTV) que corresponde a un margen adicional al CTV con el objetivo de garantizar probabilísticamente que un cierto porcentaje del tumor reciba por lo menos un cierto porcentaje de la dosis prescrita y se delimitan también los órganos de Riesgo (OAR).

El desarrollo de los sistemas de planificación y cálculo de dosis ha generado la aparición de técnicas de radioterapia externa, que permiten definir con mayor precisión la región del volumen blanco, protegiendo por tanto los OAR. A continuación, se describen estas técnicas [22]:

- **Radioterapia Conformada en Tres Dimensional o RTC-3D:** Con la información de los volúmenes delimitados se genera una representación 3D de estos y posteriormente se genera un plan de tratamiento para el paciente adaptado según el diagnóstico, seleccionando diferentes parámetros como son el número de haces, el ángulo de incidencia de cada campo, su apertura, energía, etc. Esta forma de planificar se

denomina planificación directa, ya que el físico medico elige todos los parámetros del tratamiento y luego calcula la distribución de dosis.

- **Radioterapia con Intensidad Modulada o IMRT:** La IMRT es una forma avanzada de RTC-3D más precisa que emplea campos de radiación no uniformes; cada uno de estos campos es la suma de múltiples micro campos llamados beamlets (pequeña subdivisión del haz con una determinada intensidad de radiación). La IMRT permite entregar dosis altas y homogéneas al volumen blanco y menores dosis a los tejidos sanos cercanos. Cabe resaltar que esta técnica se administra mediante aceleradores lineales con colimador multiláminas (MLC).

Los tratamientos con IMRT se planifican mediante sofisticados programas informáticos en donde se especifican los objetivos deseados, las restricciones de dosis mínimas y máximas de el volumen a tratar, las restricciones necesarias para proteger los órganos a riesgo y el número y orientación de los distintos haces, esto con el fin de que el algoritmo del ordenador genere un plan de irradiación que satisface los perfiles de dosis requeridos. Este proceso de optimización es conocido como planificación inversa.

- **IMRT por multisegmentos (Step and Shoot):** En esta técnica, cada campo de intensidad modulada es dividido en subcampos del haz que tienen niveles de intensidad uniforme. Estos subcampos son generados por una determinada posición de las láminas del colimador multiláminas (MLC) de un LINAC. Mientras las láminas del MLC se mueven para formar el próximo subcampo el acelerador se desactiva, es decir, deja de emitir radiación.
- **IMRT Dinámica (Sliding Window):** La intensidad constante de cada haz se modula por el movimiento continuo de las láminas del colimador multiláminas durante el tiempo que dura la irradiación de dicho campo; cada par de láminas opuestas forman una ventana con una determinada posición y anchura que vara en el tiempo.
- **Arcoterapia de Modulación Volumétrica VMAT:** Es una forma más avanzada de IMRT que consiste en la administración de radiación ionizante a partir de la rotación continua del gantry de un LINAC; el acelerador lineal modifica continuamente la velocidad de giro, la tasa de dosis y la apertura del haz con las diferentes configuraciones del MLC.

**Tratamiento:** La administración del tratamiento está a cargo del tecnólogo de radioterapia en unidades especializadas, ya sean unidades de cobalto, Linacs o sistemas de carga diferida automática para braquiterapia. En todos los casos, el tecnólogo debe reproducir los parámetros registrados en la hoja de simulación y el plan de tratamiento.



**Verificación:** Los planes de tratamiento contienen múltiples parámetros como el tipo de energía del haz, número de campos y ángulos de entrada; por otra parte, el tecnólogo en radioterapia al simular describe en una hoja con formato específico el cómo se posicionó el paciente; en ella estipula los inmovilizadores utilizados y la ubicación de las marcas realizadas (tatuajes) con tinta china en el paciente para ubicarlo posteriormente en el isocentro del Linac. Debido a lo anterior y, en consecuencia, a las múltiples fuentes de posibles errores que inciden en el proceso de administración del tratamiento, es necesario verificar los campos de irradiación antes de aplicar la dosis. Esta verificación se realiza principalmente mediante sistemas electrónicos de imagen portal. Estos se encuentran ligados al brazo de la unidad de tratamiento y brindan una imagen en tiempo real del campo de radiación y de las estructuras abarcadas en él. Las imágenes de verificación son evaluadas por el oncólogo radioterápico, que propone las correcciones pertinentes y autoriza la aplicación del tratamiento.

### **3.1.10. Control de calidad paciente específico en IMRT y VMAT**

Diferentes organizaciones como la Asociación Americana de Físicos Medicina (AAPM), la Sociedad Americana de Oncología Radioterápica (ASTRO) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) han publicado incontables documentos sobre los controles de calidad que deben realizarse en los servicios de radioterapia [23-25]. El proceso de garantía de calidad que tiene que ver con la administración del tratamiento contiene aspectos importantes que pueden subdividirse en dos partes; la parte clínica que se refiere a la prescripción, a la delimitación de volúmenes y a la aceptación del plan de tratamiento. Por otro lado, está la parte que le corresponde al físico médico, pues uno de sus roles principales en el servicio es garantizar la administración, con la mayor exactitud y precisión, de la dosis prescrita al volumen tumoral asegurando la mínima exposición de los órganos a riesgo. A esta última parte se le denomina control de calidad paciente específico.

El control de calidad dosimétrico para tratamientos con Radioterapia Conformada en Tres Dimensional o RTC-3D; la dosis es entregada de manera uniforme en cada unidad del área del campo de tratamiento, por lo que la determinación de la dosis en un punto puede ser usada para expresar la dosis en toda el área de tratamiento; sin embargo, este método es insuficiente pues para técnicas modernas como la IMRT y VMAT no ofrece garantía de calidad en la entrega de la dosis a nivel volumétrico. Esto se debe a que en estas técnicas los campos de tratamiento corresponden a la sumatoria de múltiples subunidades denominadas beamlets de fluencia los cuales son ejecutados por complejos patrones de secuencias del MLC capaces de producir importantes gradientes de dosis. En conclusión, **el CC paciente específico se basa en verificar que el plan de tratamiento realizado por el físico médico en el TPS sea lo que el Linac ejecute.** Ahora bien, el principal problema de la verificación de la distribución de dosis radica en que es prácticamente irrealizable en el paciente. Esto hace que sea necesario trasladar el tratamiento del paciente a maniqués sobre los cuales pueda medirse la distribución de dosis. Cabe resaltar también que el CC debe ser complementado con medidas dosimétricas que permitan verificar la capacidad que tiene el MLC para ejecutar los patrones

establecidos en el TPS y por una correcta adquisición de la información del paciente basado en el CT de simulación.

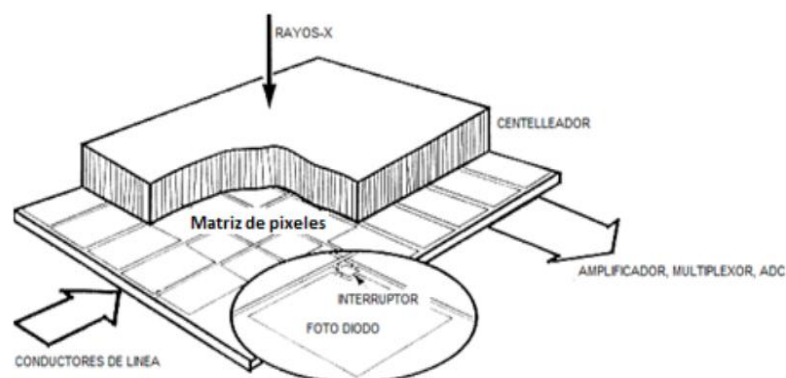
El proceso de verificación consiste en irradiar un maniquí o phantom con detectores incorporados para determinar la dosis absorbida de un determinado plan de tratamiento en donde posteriormente se comparan las dosis absorbidas por estos dispositivos comprobándose que no existe discrepancia en términos absolutos (dosimetría absoluta) o en términos relativos (dosimetría relativa). El proceso de CC paciente específico finaliza con la comparación de la dosis ejecutada y la dosis aceptada en la prescripción [26].

### 3.2. Marco técnico

Aquí se presentan los equipos de mayor relevancia y que fueron fundamentales durante el desarrollo de este trabajo de grado.

#### 3.2.1. Digital Megavolt Imager (DMI) o aS1200

El DMI es un dispositivo electrónico de imágenes portales (EPID). El EPID basado en silicio amorfo funciona como un sistema de detección de radiación bidimensional que se encuentra integrado de manera opuesta al cabezal o gantry de los aceleradores lineales; en este caso el TrueBeam. Estos dispositivos fueron desarrollados con el objetivo de obtener imágenes portales en tiempo real y compararlas de forma inmediata con imágenes de referencia. Una imagen portal es aquella que permite ver y cuantificar la posición de estructuras anatómicas en el campo de radiación, antes o durante el tratamiento. El sistema (Figura 3.7) consiste básicamente en un material conversor de rayos X, una matriz de detectores activa y un sistema electrónico de adquisición que es el encargado de almacenar y procesar las cargas que dan origen a la Imágen. El EPID usa un método de conversión de fotones indirecto; es decir los fotones de alta energía son convertidos en fotones ópticos por algún material que funciona como transductor, y estos en cargas eléctricas en una matriz de fotodiodos basados en silicio amorfo [27].

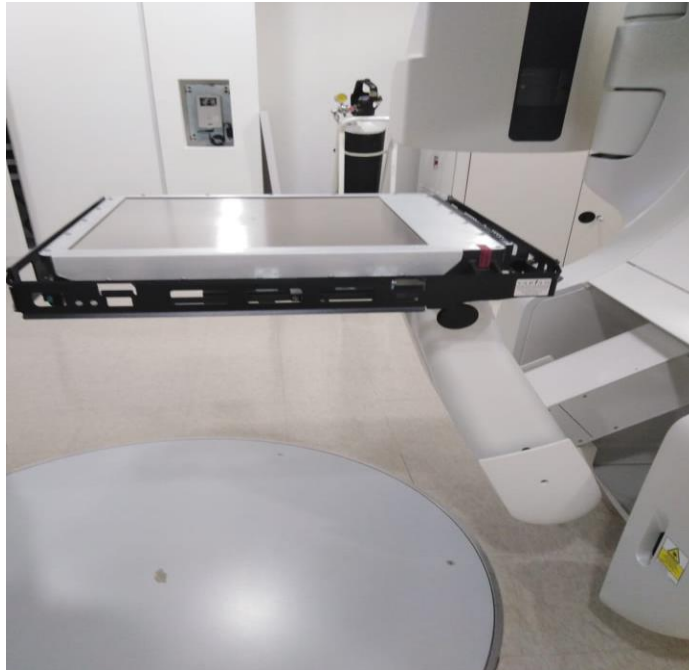


**Figura 3.7:** Sistema basado en silicio amorfo [27]

Una placa metálica convierte los fotones incidentes en electrones de alta energía y filtra los fotones de bajas energías y electrones contaminantes. Los electrones generados interactúan con la pantalla de fosforo centellante, ubicada por encima de la matriz de fotodetectores, generando fotones de luz visible. Los materiales comúnmente utilizados como pantallas centellantes son el oxisulfuro de gadolinio activado con terbio ( $Gd_2O_2S: Tb$ ) y el yoduro de cesio activado con talio ( $CsI: Tl$ ), ya que se adaptan a la respuesta lumínica del a-Si en el rango visible [28].

La matriz activa comprende un gran número de detectores individuales denominados píxeles. Cada pixel consiste en un fotodiodo de silicio amorfo, capaz de almacenar las cargas generadas en respuesta a la luz incidente, y una pequeña región en la esquina del detector contiene un transistor de efecto campo. El transistor posee tres conexiones eléctricas: una compuerta, una fuente y un drenaje. La fuente es el fotodiodo que actúa como capacitor almacenando las cargas colectadas, la compuerta es la terminal que activa o desactiva la lectura del fotodiodo y el drenaje se encuentra conectado con la electrónica de lectura. Durante la exposición, la luz incidente en cada fotodiodo crea portadores de carga denominados pares electrón-hueco. Estos se desplazan en direcciones opuestas dentro del fotodiodo debido a una tensión de polarización inversa, generando una corriente proporcional a la luz absorbida. Mientras las cargas se están almacenando, se aplica un voltaje negativo sobre el transistor, que se encuentra en modo off; es decir que el interruptor está abierto. Al aplicar un voltaje positivo sobre la compuerta, el transistor entra en modo on, conectando físicamente la fuente o fotodiodo con el drenaje lo cual permite leer las cargas almacenadas en cada detector. Un multiplexor que utiliza interruptores para seleccionar una de entre múltiples entradas conecta cada línea de drenaje a través de los interruptores hacia un digitalizador, habilitando la lectura de cada pixel a lo largo de la fila. La matriz activa es leída de forma secuencial, seleccionando la línea de compuerta, la fila y seleccionando la columna el multiplexor. Mediante este procedimiento, se lee la carga de cada elemento detector del panel plano, se digitaliza y se almacena formando una imagen digital. La imagen que resulta de la lectura de toda la matriz de píxeles, se denomina cuadro o frame. En la actualidad el EPID también sirve para realizar CC paciente específico pues las imágenes portales contienen información de la dosis absorbida por el EPID [28].

El aS1200 se posiciona con ayuda de un brazo robótico llamado Exact-Arm que permite que el detector se posicione entre 95 y 180 cm desde el punto de enfoque de radiación (fuente). El detector tiene un área de imagen activa de 43 x 43 cm<sup>2</sup> con el posicionamiento del detector a 100 SDD (detector de fuente distancia). El aS1200 tiene un área de imagen activa con una matriz de 1280 x 1280 píxeles, resolución de píxeles de 0,34 mm. El área del detector utilizada para las mediciones de dosimetría (imágenes integradas) es un poco más pequeña que el tamaño de imagen completo 40 x 40 cm<sup>2</sup> con 1190 x 1190 píxeles [29,30].



**Figura 3.8:** Digital Megavolt Imager o aS1200 en posición extendida sin tapa.

### 3.2.2. Octavius 4D

El sistema OCTAVIUS 4D de PTW es una herramienta de control de calidad para la verificación de planes IMRT y VMAT. Los componentes básicos del sistema son [31,32]:

**Octavius Detector 729:** Es un array de detectores bidimensionales con 729 cámaras de ionización abiertas al aire  $27 \times 27 \text{ cm}^2$  (Figura 3.8). Las cámaras de ionización son detectores llenos de un gas noble a presión controlada, allí se encuentran dos electrodos polarizados y separados a una distancia. El gas dentro no es conductor eléctrico en condiciones normales, por lo que no circula corriente eléctrica entre los electrodos. Cuando una partícula ionizante interactúa con el gas pueden generarse efectos de ionización produciéndose pares ión-electrón. El campo eléctrico someterá a las cargas liberadas de modo que se muevan hacia el electrodo de signo opuesto. Los electrones hacia el ánodo y los iones hacia el cátodo. La colección de estas cargas se logra utilizando un dispositivo eléctrico asociado al detector, sea midiendo la corriente media [33]. Las características del detector y disposición de las cámaras de ionización permiten realizar las siguientes tareas (Tabla 3.2):

- Medición de distribuciones de dosis
- Control de congruencia entre el campo luminoso y el campo de radiación para cualquier tamaño de campo.
- Control de la posición de las hojas del colimador para cualquier tamaño de campo.



**Figura 3.9:** Detector OCTAVIUS 729 T10040.

**Tabla 3.2:** Especificaciones técnicas del Detector OCTAVIUS 729 [34]

<b>Designación del dispositivo</b>	Detector OCTAVIUS 729 T10040 Array de detectores para medición de dosis con interfaz del detector 4000T16039.
<b>Fabricante</b>	PTW-Freiburg.
<b>Uso</b>	Chequeo de constancia de aceleradores lineales para uso médico. Análisis en línea de los datos del haz. Verificación de planes de tratamiento.
<b>Valores de medición</b>	Dosis absorbida en agua [Gy] Tasa de dosis absorbida en agua [Gy/min]
<b>Modo de medición</b>	Dosis, tasa de dosis.
<b>Rango de medición Tasa de dosis</b> <b>Rango de medición Low</b>  <b>Rango de medición High</b>  <b>Dosis</b> <b>Rango de medición Low</b> <b>Rango de medición High</b>	Intervalos de 400 ms: (0,5 ...8) Gy/min Intervalos de 400 ms: (1 ...16) Gy/min Intervalos de 400 ms: (1,5 ...24) Gy/min Intervalos de 400 ms: (3,0 ...48) Gy/min  100 mGy hasta máximo de lectura 200 mGy hasta máximo de lectura
<b>Dimensiones</b> <b>Array de detectores</b> <b>Resolución espacial</b>	22 mm x 300 mm x 420 mm 10 mm

<b>Peso</b> <b>Array de detectores</b>	5,4 kg
<b>Alimentación eléctrica</b>	(100 - 240) VAC -12% / +10% (70 - 40) mA (50 / 60) Hz
<b>Matriz de cámaras</b> <b>Tipo de detector</b> <b>Numero de detectores</b> <b>Disposición</b> <b>Dimensiones de la cámara</b> <b>Volumen de la cámara</b> <b>Densidad del área encima de la cámara volumen</b>	Cámaras de ionización abiertas al aire 729 Matriz de 27 x 27 5 mm x 5 mm x 5 mm 0,125 cm <sup>3</sup> 0,6 g/cm <sup>2</sup>
<b>Rango nominal de uso</b> <b>Energía</b> <b>Tamaño de campo</b> <b>Temperatura</b> <b>Humedad relativa</b> <b>Presión del aire</b> <b>Altitud máxima de funcionamiento</b>	<sup>60</sup> Co... 25 MV 2 cm x 2 cm ...27 cm x 27 cm (10...40) °C (10...75) % sin condensación (700...1060) hPa 3000 m sobre el nivel del mar

**Unidad de rotación Octavius T40056:** La unidad de rotación es un maniquí cilíndrico con un diámetro de 32.0 cm, longitud 34,3 cm y el rango angular es  $\pm 360^\circ$ . Posee una ranura que permite insertar un array de detectores. La dirección de la rotación y la velocidad son controladas por el inclinómetro y la unidad de control al mismo tiempo que aseguran la incidencia perpendicular del haz de radiación en el array de detectores en todo momento.

**Unidad de control Octavius T40058:** Es un controlador electrónico. Este dispositivo controla la unidad de rotación sobre la base de datos adquiridos por el inclinómetro. Los resultados de la medición del array de detectores se transfieren al PC conjuntamente con los correspondientes datos del inclinómetro.

**Inclinómetro T43035:** El inclinómetro se utiliza para medir el ángulo del gantry. Para la medición, el inclinómetro debe montarse sobre la superficie vertical del gantry lo más próximo posible al eje de rotación. La evaluación de los ángulos del gantry se realiza con ayuda del programa VeriSoft.

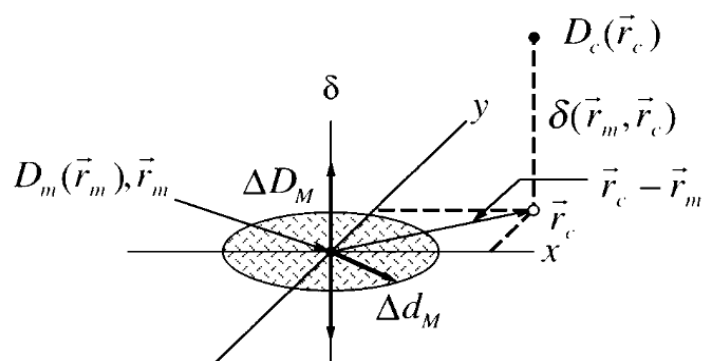
**Software VeriSoft S070009:** Es un paquete de programas para PC destinado a la adquisición de datos, el análisis de los volúmenes de dosis medidos y la presentación de los datos CT del paciente. El programa adquiere la dosis en todo el volumen cilíndrico y permite extraer planes de dosis para análisis posteriores. Los datos medidos pueden ser visualizados respecto a los contornos del paciente y a las estructuras de los órganos. El software VeriSoft permite un análisis gamma 2D para comparar planos o un análisis gamma 3D para comparar mediciones y volúmenes calculados.

## 4. METODOLOGÍA

Este trabajo consistió en comparar dos métodos de CC paciente específico a través de los resultados obtenidos de la medición del índice gamma de planes de tratamiento de Radioterapia con técnicas IMRT y VMAT. El denominado índice gamma permite establecer una correlación directa entre la posición de dosis planeada y la posición de dosis administrada en un maniquí por medio de un método binario que permite detectar regiones en las cuales existen desviaciones en la dosis depositada, aunque no permite establecer la magnitud de estas desviaciones. El criterio más comúnmente usado y aceptado es cuantificar usando una desviación en la dosis local del 3% en una región de muestreo de 3mm [35]. Un plan suele ser aceptado cuando un 95% de los puntos aprueban este análisis. Todas las irradiaciones realizadas en este trabajo fueron efectuadas en las instalaciones del servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili, en la ciudad de Santiago de Cali, Colombia.

### 4.1. Índice gamma $\gamma$

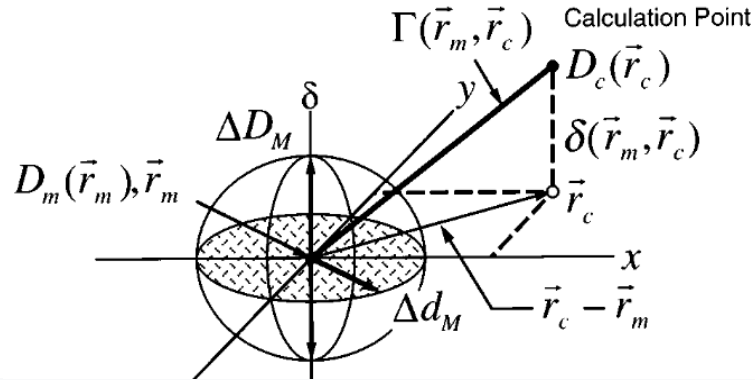
Las distribuciones de dosis casi siempre se representan como conjuntos de puntos, cada uno definido por una ubicación y un valor de dosis. El proceso de comparación de dosis tiene como objetivo determinar si las distribuciones de dosis planeada y medida están de acuerdo dentro de los límites clínicamente relevantes. La cuestión de relevancia clínica implica más que la dosis en sí, sino que también los errores de dosis resultantes de las incertidumbres espaciales. Por lo tanto, es necesario comprender las incertidumbres espaciales y dosimétricas al realizar comparaciones de distribución de dosis. Como criterios de aceptación del índice gamma se emplea entonces la diferencia de dosis punto a punto (DD) y la distancia de conformidad (DTA), que en general se refiere a la distancia entre las características comunes de las dos distribuciones de dosis [36].



**Figura 4.1:** Representación esquemática de distribución de dosis 2D [37]

El criterio de DD es  $\Delta D_M$  y el criterio DTA es  $\Delta d_M$ . Los criterios de aprobación son  $\Delta D_M = 3\%$  y  $\Delta d_M = 3mm$  basado en estándares clínicos para haces de fotones. En la representación esquemática bidimensional para evaluaciones de distribución de dosis (Figura 4.1);  $\vec{r}_m$  es el punto medido,  $\vec{r}_c$  la ubicación espacial de la distribución calculada en relación con el punto medido y el eje  $\delta$  representa

la diferencia entre la dosis medida  $[D_m(\vec{r}_m)]$  y la dosis calculada  $[D_c(\vec{r}_c)]$ . El criterio de DTA es representado por un disco en el plano  $\vec{r}_c - \vec{r}_m$ , con un radio igual a  $\Delta d_M$ . Si la superficie de distribución calculada  $[D_c(\vec{r}_c)]$  intersecta el disco; la distribución calculada pasa la prueba del criterio del DTA en ese punto. La línea vertical representa la prueba de diferencia de dosis, su longitud es  $2\Delta D_M$ ; si la superficie de distribución calculada cruza la línea  $[|D_c(\vec{r}_c) - D_m(\vec{r}_m)|] \leq \Delta D_M$ ; la distribución calculada pasa la prueba de diferencia de dosis en el punto de medición [37].



**Figura 4.2:** Representación de un método para determinar un criterio de aceptación que simultáneamente considera diferencia de dosis y DTA [37]

La representación que combina los criterios de diferencia de dosis y la distancia de conformidad selecciona un elipsoide que representa el criterio de aceptación (Figura 4.2). Dicha superficie se define como:

$$\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r}_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (4.1)$$

$r(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = |\vec{r}_c - \vec{r}_m|$  Y  $\delta(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = D_c(\vec{r}_c) - D_m(\vec{r}_m)$  es la diferencia entre los valores de dosis en las distribuciones calculada y medida, respectivamente. La ecuación (4.1) puede ser usada para identificar un índice de calidad  $\gamma$  para cada punto en la evaluación del plano  $\vec{r}_c - \vec{r}_m$  para el punto de medición  $\vec{r}_m$  (ecuación 4.2).

$$\gamma = \min\{\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c)\} \forall \{\vec{r}_m\} \quad (4.2)$$

El paso-falla se convierte entonces en:

$$\gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = \begin{cases} \gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) \leq 1 ; \text{cálculo acertado} \\ \gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) > 1 ; \text{cálculo fallido} \end{cases} \quad (4.3)$$



## 4.2. Etapas de la metodología

Los índices gamma se adquirieron de planes de tratamiento que abarcan diagnósticos como cáncer de cabeza y cuello, cáncer de próstata, cáncer de mama y otros diagnósticos. Los resultados se obtuvieron usando elementos de alta calidad como el OCTAVIUS® 4D de la marca PTW™ y el EPID del LINAC TrueBeam de Varian. Para lograr de manera más concreta el desarrollo del estudio se desarrollaron cinco etapas (Figura 4.3):



**Figura 4.3:** Etapas de la metodología implementada para la realización de este trabajo.

### **Etapa 1: Adaptación en el servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili:**

Esta etapa consistió en primer lugar de la observación de campo del servicio de Radioterapia que ofrece radioterapia externa, braquiterapia y otros procedimientos como irradiación total de cuerpo (TBI) y radiocirugías; seguidamente se procedió a comprender el funcionamiento del acelerador lineal y su aplicación en la salud, las etapas del proceso radioterápico: simulación, planeación con técnicas IMRT y VMAT, verificación y tratamiento. Finalmente, se conoce y entiende las tareas que se realizan en el programa de control de calidad del servicio y en particular la tarea de CC paciente específico. Para la realización de las tareas que tienen que ver con el CC de los pacientes fue necesario el aprendizaje de la utilización del sistema de gestión ARIA® y el TPS Eclipse; ambos desarrollados por Varian.

### **Sistema de gestión ARIA®:**

El sistema de información oncológico ARIA® es un software desarrollado por Varian para simplificar el proceso y agilizar el flujo de trabajo en la entrega de tratamientos de radioterapia; este sistema permite supervisar todos los aspectos de la atención oncológica de los pacientes como datos e imágenes [38].

### **Sistema de planificación Eclipse [39]:**

El sistema de planificación de tratamiento Eclipse adoptado por el servicio de Radioterapia de la FVL se utiliza para planificar los tratamientos de radioterapia. Eclipse se divide en varias aplicaciones, cada una empleada para propósitos específicos en diferentes etapas de la planificación del tratamiento.

La aplicación “selection” está diseñada para importar y crear imágenes de pacientes; estas imágenes generalmente provienen de tomografías axiales computarizadas, aunque en otros casos suelen utilizarse otros métodos para la obtención de imágenes como lo es la resonancia magnética nuclear (RMN) que

brinda otro contraste de imagen. El contorneado y la segmentación de la anatomía del paciente para la planificación del tratamiento está disponible en la aplicación “Contouring”; en ella se pueden contornean los órganos blancos, los órganos de riesgo y otras estructuras anatómicas.

La aplicación “External Beam Planning” se utiliza para planificar la irradiación de haces externos de fotones, electrones y protones definiendo las energías de los campos de tratamientos, sus ángulos de entrada, sus accesorios, geometrías, etc. Lo anterior con el fin de construir planes de tratamiento para entregar la dosis prescrita a los volúmenes objetivo definidos en la aplicación de “Contouring”. Por último, la aplicación “Plan Evaluation” se utiliza para analizar y comparar planes de tratamiento alternativos para determinar el plan o combinación de planes más apropiados.

Es de suma importancia poder simular lo más precisamente posible las distribuciones de dosis en el paciente con tiempos de cálculo adecuados; es por ello que Eclipse utiliza algoritmos computacionales de cálculo dosis. El propósito de estos algoritmos es modelar las interacciones físicas de los fotones y electrones con la materia con gran precisión. Deben considerar la compleja anatomía 3D y deben brindar resultados dentro de un tiempo razonable. Eclipse posee varios algoritmos, los principales son:

- Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) [40]:

Es un algoritmo de superposición-convolución que mejora el cálculo de dosis en las heterogeneidades que presenta el paciente en su cuerpo, como grasa, hueso, aire, musculo, pulmón etc. En comparación con otros algoritmos. Un algoritmo de tipo convolución-superposición es un operador matemático que transforma dos funciones  $f$  y  $g$  en una tercera función, la cual representa la magnitud en la que se superponen  $f$  la versión trasladada e invertida de  $g$ . El algoritmo calcula la dosis en un punto dado en función de la información de profundidad y SSD. El resultado corresponde a una medición en un punto de un fantasma de agua que se supone plano. En el caso de varios campos, la contribución de cada campo a un punto se calcula de forma independiente y se agrega a la dosis total en ese punto.

## **Etapas 2: Comprensión del funcionamiento del EPID:**

El presente apartado se concentra en el sistema de detección de imágenes portales DMI el cual se encuentra integrado a través de un brazo robótico denominado Exact-Arm en el Linac TrueBeam STx® adquirido por la Fundación Valle del Lili en febrero del 2019. Varian Medical Systems desarrolló un software y hardware Portal Dosimetry (PD) y portal visión (PV) respectivamente, especialmente diseñados para CC paciente específico. Los componentes principales del sistema de detección de imágenes portales, pueden definirse en tres grupos [41,42]:

- 1 Algoritmo de predicción de imágenes (PDIP), el cual se encuentra dentro del TPS Eclipse. La Imagen portal dosimétrica se calcula como la convolución de la fluencia de la matriz de detectores  $I_{PD}(x, y)$  con el kernel de dosis  $k$ . El

propósito de los algoritmos del TPS es modelar las interacciones físicas de los fotones y electrones con la materia de manera precisa. Además, deben considerar la compleja anatomía 3D.

$$I_{PD}(x, y) = \phi_{EPID} \otimes k \quad (4.4)$$

- 2 Sistema detector de imágenes (IDU) o dispositivo (EPID), llamado Digital Megavolt Imager o aS1200 (Figura 4.4) descrito en el Capítulo 3.
- 3 Portal Dosimetry (PD), que es una aplicación desarrollada por Varian Medical System para realizar CC paciente específico y forma parte de la plataforma de trabajo ARIA®.

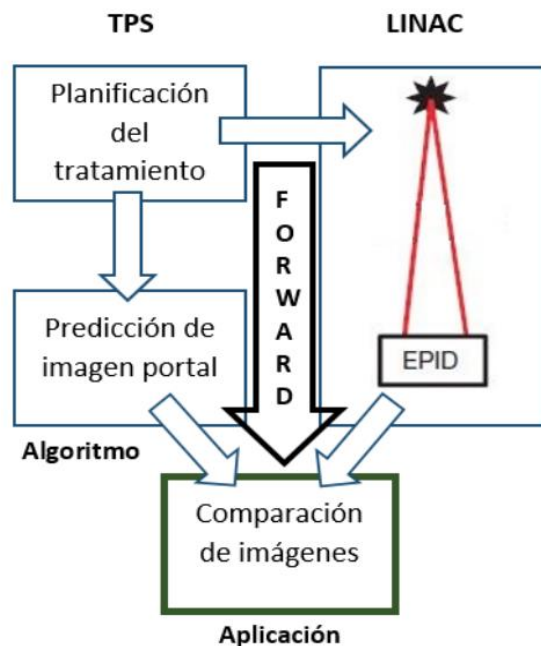


**Figura 4.4:** Acelerador Lineal TrueBeam del servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili. El EPID aS1200 se encuentra en posición para adquirir imágenes a una distancia fuente detector (SDD).

El planteamiento para realizar CC paciente específico utilizado en este trabajo se denomina “forward projection” (Figura 4.5); este enfoque se basa en comparar una imagen de dosis portal medida contra una Imágen predicha a nivel del EPID, calculada en el TPS por el PDIP que calcula una distribución de dosis 2D sobre

el EPID [43]. Para la implementación de este método de CC paciente específico se llevaron a cabo las siguientes actividades.

- Revisión bibliográfica del funcionamiento del aS1200.
- Lectura y análisis del manual de operación del aS1200.
- Aprendizaje del manejo del software Portal Dosimetry.
- Estudio y descripción de las pruebas de CC paciente específico con EPID.



**Figura 4.5:** Método forward projection. Planteamiento para realizar controles de calidad paciente específico con el sistema de imágenes portales [38].

### **Etapa 3: Comprensión del funcionamiento del OCTAVIUS Detector 729:**

Para la implementación de los CC paciente específico con el equipo OCTAVIUS 4D se usó únicamente el Detector OCTAVIUS 729 T10040, la interfaz del detector 4000 T16039 y el Software VeriSoft ya que con estos dispositivos se logra un método de verificación de planes IMRT en 2D; cada campo de radiación de los planes a verificar se colapsa con el gantry del TrueBeam en 0°. El sistema de medición para IMRT consta de los siguientes componentes:

- Detector OCTAVIUS 729 T10040.
- 20 cm de RW3 (Simulador de agua sólida).
- Interfaz del detector 4000 T16039.
- Cable RS232 con una longitud de 20m T22373/K67-20.
- Software VeriSoft para verificación de planes IMRT.

## Metodología:

- Lectura del manual operacional, técnico y de servicio del OCTAVIUS Detector 729.
- Toma de TAC del phantom constituido por el array de detectores y 20 cm de agua sólida RW3.
- Importar TAC del maniquí al TPS Eclipse (Figura 4.6).
- Instalación de componentes del sistema de medición (Figura 4.7). El maniquí se posiciona en la camilla ubicándolo en el isocentro del Linac.

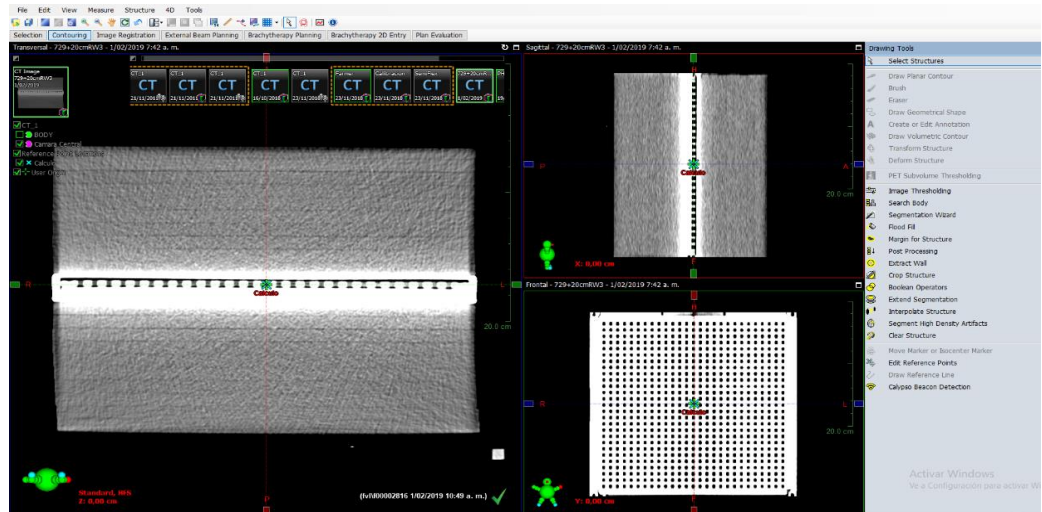


Figura 4.6: Aplicación Contouring. La figura muestra la tomografía importada a Eclipse del phantom OCTAVIUS Detector 729.

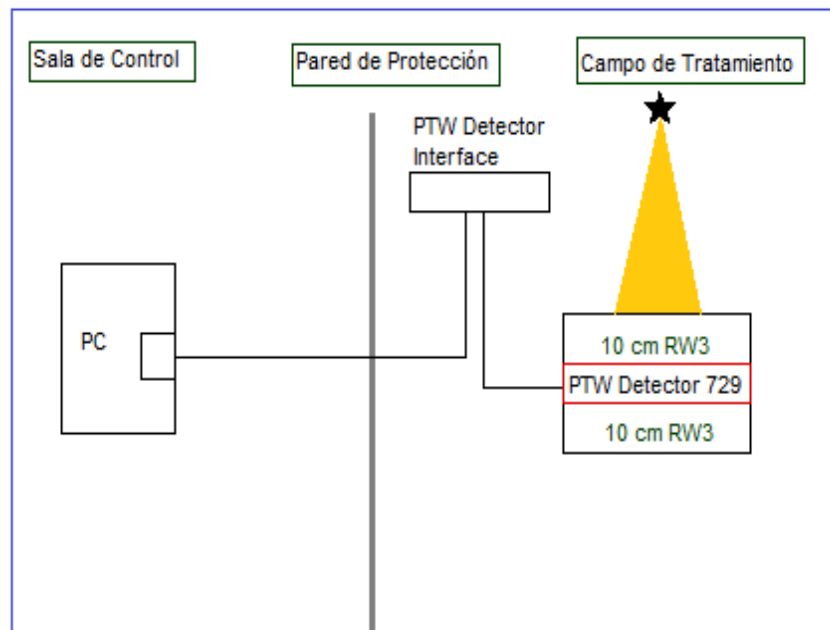


Figura 4.7: Instalación y componentes del sistema de medición OCTAVIUS Detector 729.



**Figura 4.8:** Acelerador Lineal TrueBeam del servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili. Arreglo Octavius Detector 729 montado para realizar controles de calidad paciente específico.

**Etapa 4: Implementación de los CC paciente específico:**

En esta sección se incluye, a grandes rasgos, el procedimiento general o flujo de trabajo a seguir en el servicio de Radioterapia para los CC paciente específico desarrollados con el EPID del LINAC TrueBeam y el OCTAVIUS Detector 729 para planes realizados con técnicas IMRT y VMAT (Figura 4.9).

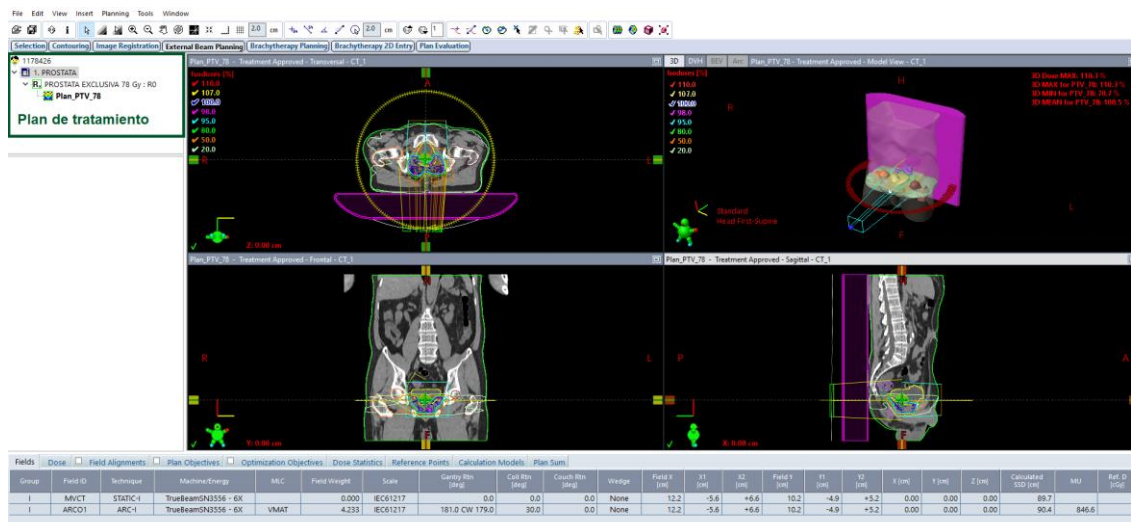


**Figura 4.9:** Flujo de trabajo para los controles de calidad paciente específico realizados en los tratamientos de radioterapia con técnicas IMRT y VMAT.

## Procesos:

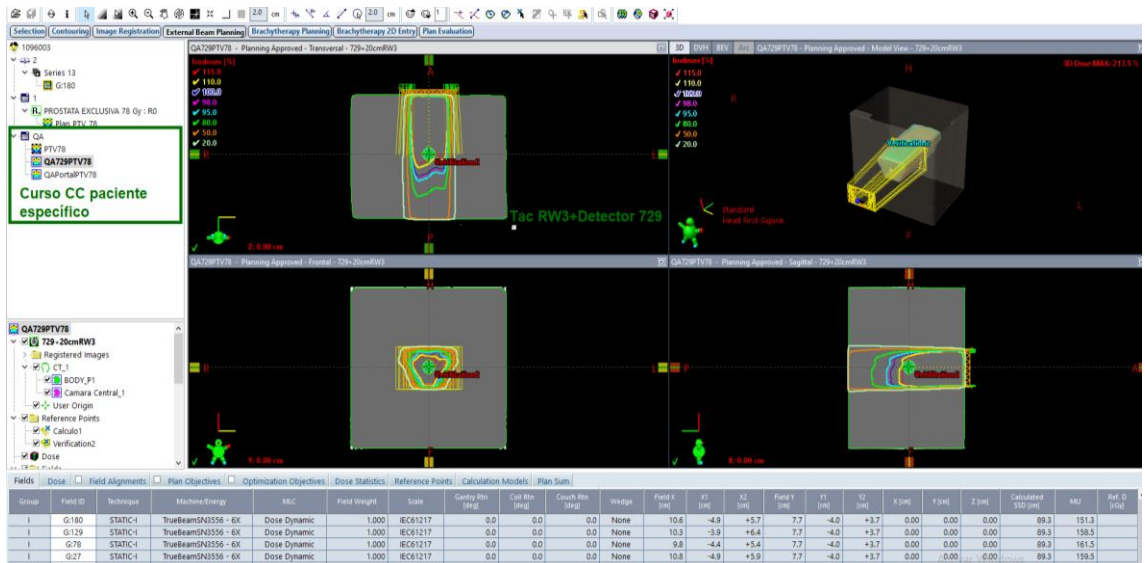
Ingreso del plan de tratamiento: Después de que el físico médico termina el plan de tratamiento IMRT o VMAT se desarrolla una junta integrada por físicos médicos, oncólogos radioterápicos y dosimetrístas para realizar una revisión del plan de tratamiento y si se considera que el plan cumple con los criterios según corresponda para el volumen blanco y los órganos a riesgo se entrega al programa de control de calidad para ser verificado.

Identificación del plan de tratamiento: En este proceso se emplea el sistema de gestión ARIA<sup>®</sup> adoptado por el servicio de Radioterapia que permite gestionar la información e imágenes del paciente y el TPS Eclipse en la aplicación External Beam Planning (Figura 4.10). Lo anterior con la finalidad de identificar el plan al que se le va a realizar CC paciente específico. Además, se corrobora que el plan de tratamiento corresponda con el diagnóstico y el nombre o número de la historia clínica del paciente. Es de resaltar que los CC de calidad paciente específico deben realizarse obligatoriamente antes de comenzar el tratamiento de cada paciente.

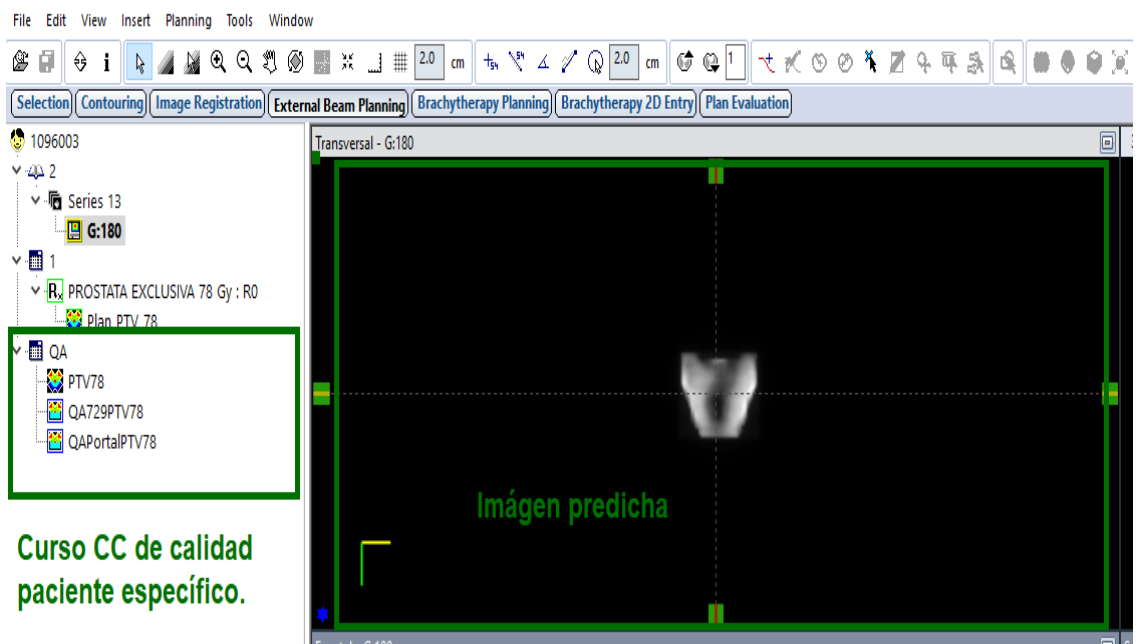


**Figura 4.10:** TPS Eclipse en la aplicación External Beam Planning. Plan de tratamiento para cáncer de próstata.

Creación del plan de verificación: Es necesario que el plan de verificación se diferencie con el plan de tratamiento original por ello se crea un curso en External Beam Planning llamado QA para separar estos planes. La creación del plan de verificación para planes de tratamiento IMRT medidos con el OCTAVIUS Detector 729 consiste en que el TPS Eclipse traslada los parámetros del plan del paciente sobre el phantom de array de detectores (Figura 4.11). Para el caso de los planes de verificación con el EPID tanto para IMRT y VMAT; el Eclipse usa el algoritmo PDIP para obtener la Imagen predicha del plan y crea además otro plan para obtener la imagen con el Portal Vision<sup>™</sup> aS1200 (Figura 4.12).



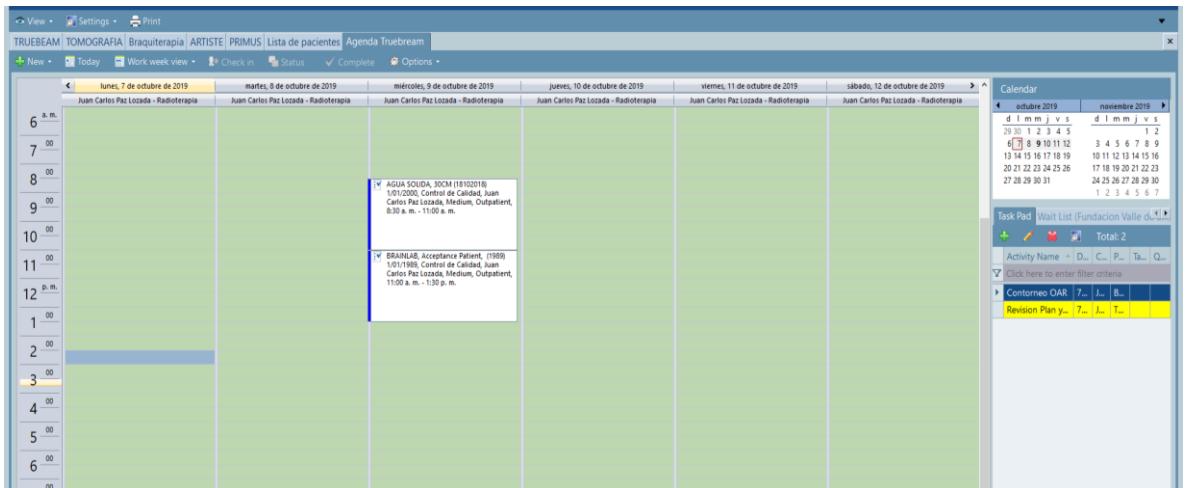
**Figura 4.11:** Plan de verificación creado en el TPS Eclipse en el curso QA con el Octavius Detector 729. La imagen muestra un plan para cáncer de próstata calculado en el phantom del array de detectores. Todos los campos de tratamiento se colapsaron con el gantry a 0°.



**Figura 4.12:** Plan de verificación creado en el TPS Eclipse en el curso QA para medir con el EPID del acelerador lineal TrueBeam.

Agendamiento: En esta fase se agenda en ARIA® la fecha y la hora en la que se va a realizar el CC paciente específico (Figura 4.13). El tiempo en el equipo es poco debido a la cantidad de pacientes a tratar y claramente tienen prioridad. Por tanto, los espacios para realizar CC paciente específico se reducen a fines de semana y espacios en la noche cuando el equipo ha terminado de tratar a los pacientes agendados.

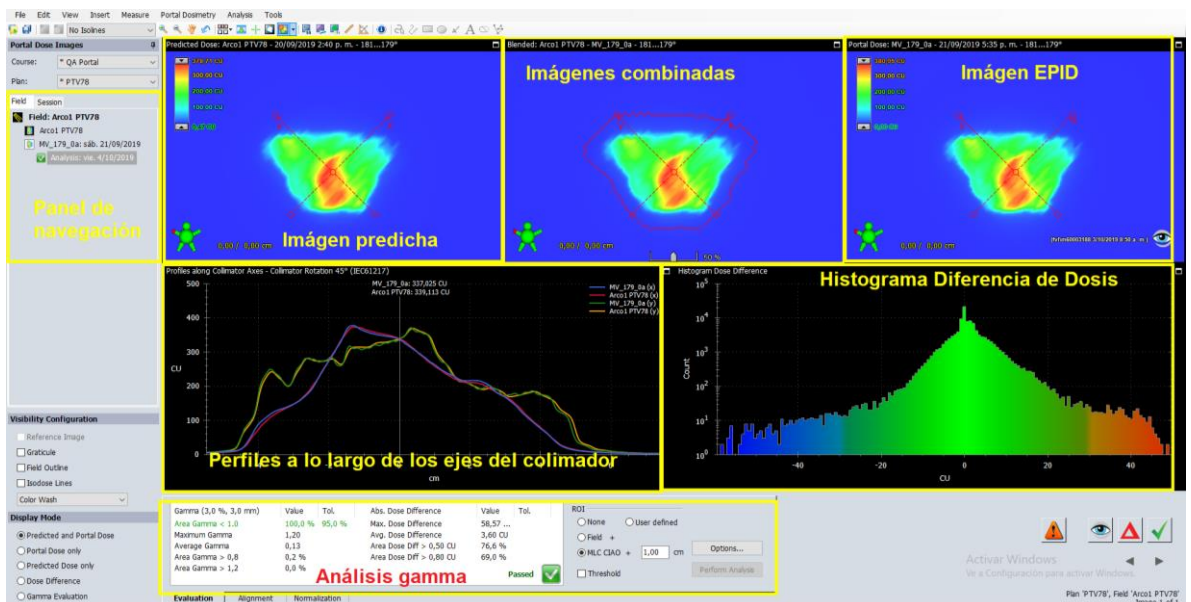




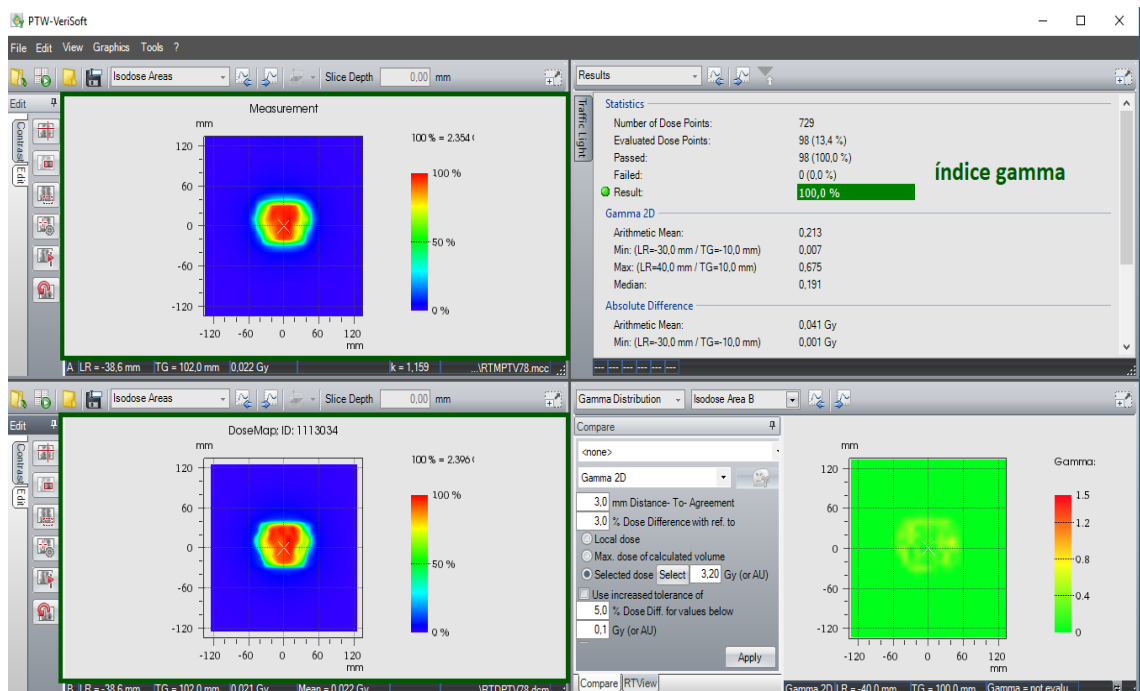
**Figura 4.13:** Agendamiento de los controles de calidad paciente específico en el Linac TrueBeam.

**Medición:** En la consola de control del Linac TrueBeam se busca en la agenda el nombre del paciente y se selecciona el curso de QA y a su vez el plan de verificación que posteriormente es irradiado través del sistema ARIA® tal como se trata un plan clínico ordinario.

**Comparación:** Para el análisis de los resultados obtenidos con el EPID se utiliza la aplicación comercial Portal Dosimetry de Varian (Figura 4.14) y en el caso del OCTAVIUS Detector 729 se hace uso del software VeriSoft (Figura 4.15). Las comparaciones se realizan entre lo medido y lo planeado para así obtener el índice gamma del plan.



**Figura 4.14:** Entorno de trabajo Portal Dosimetry. En la aplicación se visualiza la imagen predicha, la imagen obtenida con el Portal Vision™ aS1200 y su respectivo análisis gamma.



**Figura 4.15:** Entorno de trabajo VeriSoft. En la aplicación se visualiza la Imágen de la dosis medida con el OCTAVIUS Detector 729, la Imágen de la dosis exportada desde el TPS Eclipse y su respectivo análisis gamma.

**Revisión:** Después de que se realiza la comparación el físico médico revisa los resultados de la medición para verificar que el plan cumple o no con los criterios de aceptación establecidos DD: 3% y DTA: 3mm. Dependiendo de esa revisión el plan puede ser optimizado o aceptado para luego generar el reporte.

**Re-optimización:** Este proceso ocurre cuando el plan de tratamiento no cumple con los criterios de aceptación y el físico médico se encarga de ajustarlo; en muchas ocasiones ocurre que, aunque el plan funciona para el tratamiento la maquina o Linac no es capaz de realizarlo; es decir es forzado.

**Reporte:** En este proceso se genera el reporte de CC paciente específico mostrando que el plan de tratamiento cumple con los criterios de aceptación. Este reporte se adjunta a los documentos del paciente en el Eclipse. El software VeriSoft (Figura 4.17) y la aplicación Portal Dosimetry (Figura 4.16) generan los reportes del respectivo análisis.

Plan: PROS\_54Gy-TB  
 Field: ARC1-PTV54  
 Analysis Name: Analysis  
 Analysis done by: Juan Carlos Paz Lozada  
 Analysis Date: Tuesday, October 15, 2019 2:29 PM  
 Portal Dose ID: Composite  
 Reference Dose ID: CompositePD

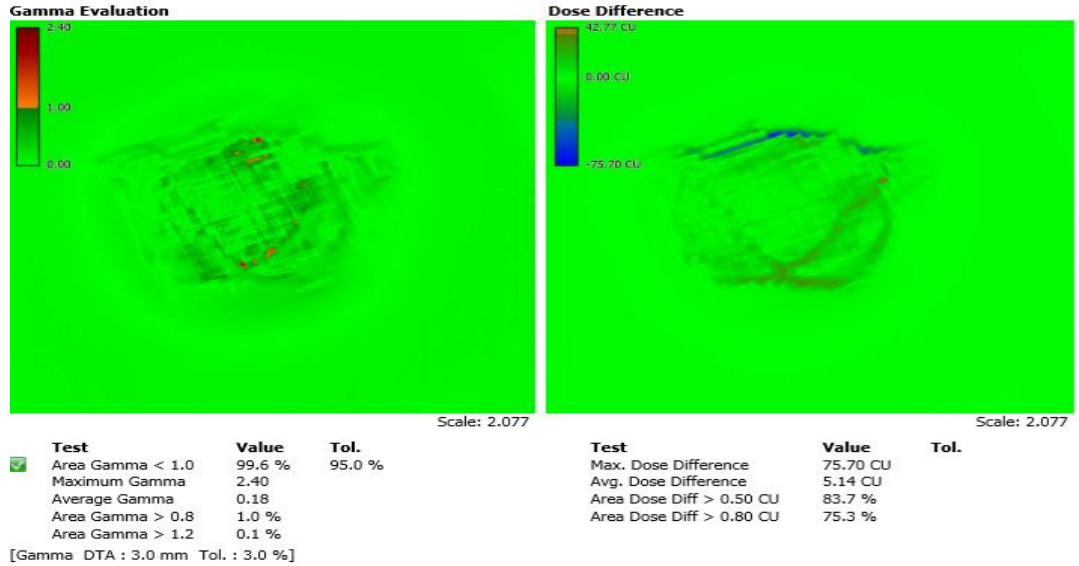
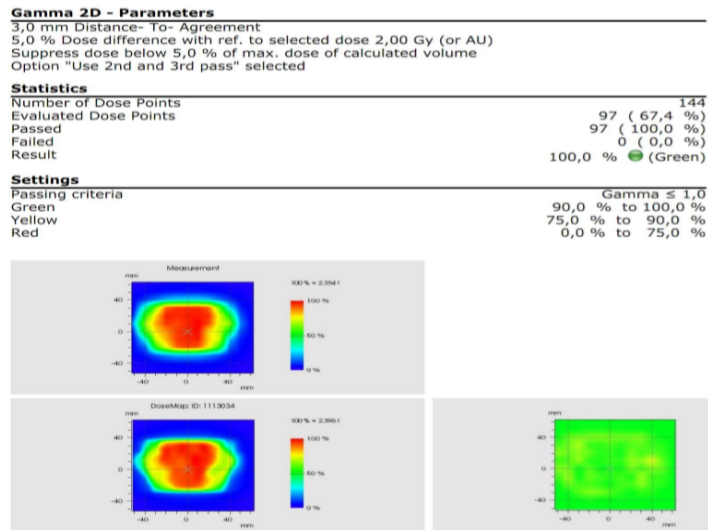


Figura 4.16: Reporte generado por la aplicación Portal Dosimetry.



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

Date \_\_\_\_\_ Name and Function \_\_\_\_\_ Signature \_\_\_\_\_

Figura 4.17: Reporte generado por la aplicación VeriSoft.

Entrega del plan de tratamiento: Terminado los anteriores procesos se completa el proceso de CC paciente específico y finalmente el físico aprueba el plan para que el paciente pueda comenzar su tratamiento.

Los planes de verificación generados para los tratamientos de IMRT son medidos con los sistemas OCTAVIUS Detector 729 y el aS-1200. Posteriormente son analizados en el software VeriSoft y en la aplicación Portal Dosimetry respectivamente; estas verificaciones incluyen un registro del mismo plano, obtenido por el TPS Eclipse y por los sistemas dosimétricos.

El sistema Octavius Detector 729 es un arreglo cuadrado de 729 cámaras de ionización. La matriz de detectores se encuentra ubicada entre 10 cm por encima y por debajo de agua sólida. El dispositivo es centrado haciendo coincidir los ejes principales del haz de radiación con los ejes principales del dispositivo. Por otra parte, el EPID es posicionado con ayuda del Exact-Arm; pues este brazo robótico permite ubicar la unidad de detección de imágenes a una distancia determinada de la fuente de radiación, en este caso de 100 cm.

## 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 5.1. Controles de calidad paciente específico para planes IMRT

Todas las mediciones fueron realizadas en el acelerador lineal TrueBeam de Varian Medical System y los planes verificados se realizaron con energía de 6MV; también denotada como 6X. Los protocolos implementados para la obtención de los datos a continuación están descritos en el capítulo anterior (Capítulo 4).

La tabla 5.1 hace referencia a la calidad que se le exige al plan que es evaluado, el  $\gamma$  promedio indica el valor promedio del índice gamma obtenido del total de puntos evaluados, de manera análoga el  $\gamma$  máximo es el valor del punto que obtuvo el dato de índice gamma más alto de todo el plan [44].

**Tabla 5.1:** Niveles de aceptación con parámetros DTA=3mm y DD=3% [44]

Nivel	$\gamma$ Promedio	$\gamma$ Máximo	Índice gamma <1
Tolerancia	$\leq 0.67$	$\leq 2.00$	$\geq 95\%$
Acción	$\leq 0.83$	$\leq 2.67$	$\geq 90\%$

Se tomaron en total 37 planeaciones IMRT, 30 para próstata y 7 para mama. El análisis gamma para estos planes se realizó con los parámetros DTA= 3mm y DD=3%; tanto el Portal Dosimetry como el VeriSoft cuentan con las herramientas gamma máximo y el gamma promedio (Tabla 5.2).

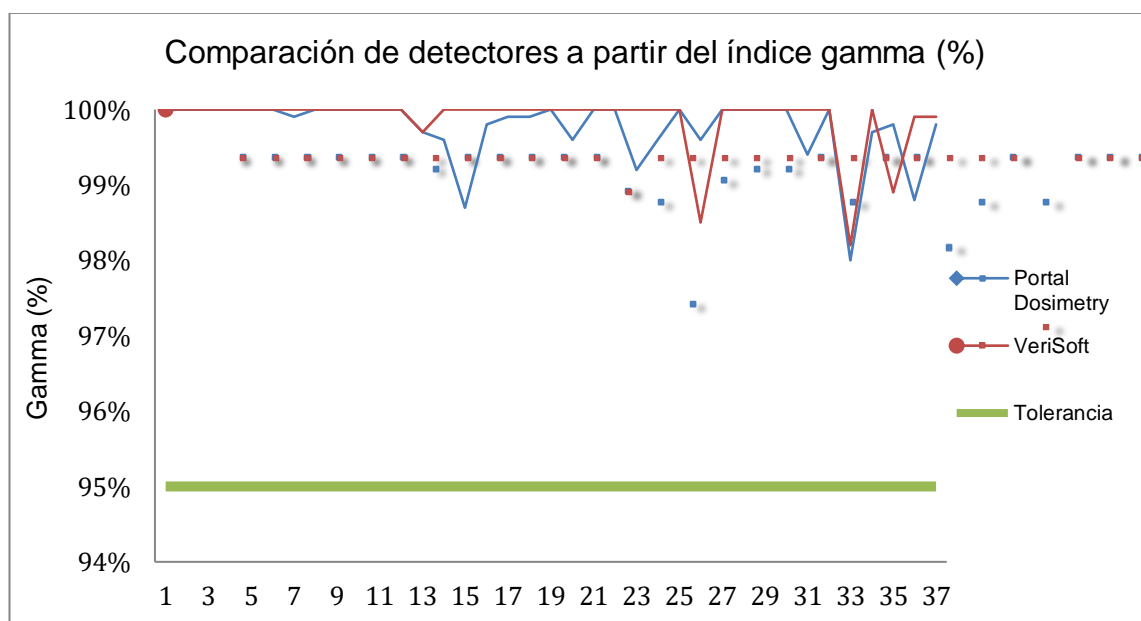
La tabla que hace referencia a la calidad que se le exige a un plan es una buena forma de ser más estrictos con la calidad de las planeaciones en el servicio de Radioterapia de la FVL. De modo que si el índice gamma obtenido está dentro del nivel de tolerancia el plan será aceptado, lo que supere dichos valores, pero este dentro del nivel de acción se estudiará en detalle para determinar si es viable el plan o si por el contrario es necesario re-optimizarlo; ya que en ocasiones el plan puede cumplir con la dosis prescrita al volumen tumoral y a los órganos a riesgo, pero el Linac puede forzarse para cumplir esta acción. Por último, lo que este por fuera no pasará.

**Tabla 5.2:** Índice gamma para planes IMRT, los valores de color negro cumplen, los subrayados en color amarillo están en el rango de acción y los valores de color rojo están por fuera del nivel de aceptación.

Nº	VeriSoft					Portal Dosimetry		
	Plan completo	Y Promedio	Y Máximo	Cámaras evaluadas	Cámaras que pasan/fallan	Imágen compuesta	Y Promedio	Y Máximo
1	100%	0,195	0,874	96	96/0	100%	0,150	0,670
2	100%	0,192	0,838	456	456/0	100%	0,190	1,070
3	100%	0,161	1,000	156	156/0	100%	0,130	0,510
4	100%	0,162	1,000	144	144/0	100%	0,120	0,630
5	100%	0,234	1,000	121	121/0	100%	0,130	0,690
6	100%	0,248	1,000	90	90/0	100%	0,150	0,850
7	100%	0,183	0,503	99	99/0	99,90%	0,140	1,480
8	100%	0,197	0,943	420	420/0	100%	0,220	0,890
9	100%	0,187	0,556	120	120/0	100%	0,220	1,050
10	100%	0,193	1,000	110	110/0	100%	0,200	1,030
11	100%	0,221	0,918	121	121/0	100%	0,130	0,750
12	100%	0,239	0,864	90	90/0	100%	0,130	0,680
13	99,70%	0,272	1,053	336	375/1	99,70%	0,260	1,460
14	100%	0,165	0,923	169	169/0	99,60%	0,190	1,750
15	100%	0,188	0,867	110	110/0	98,70%	0,230	1,930
16	100%	1,181	0,784	289	289/0	99,80%	0,270	1,510
17	100%	0,154	0,472	130	130/0	99,90%	0,180	1,530
18	100%	0,193	0,877	130	130/0	99,90%	0,170	1,230
19	100%	0,213	0,827	126	126/0	100%	0,180	0,900
20	100%	0,159	0,632	391	391/0	99,60%	0,310	1,480
21	100%	0,181	0,972	143	143/0	100%	0,170	1,140
22	100%	0,160	0,707	108	108/0	100%	0,150	0,790
23	100%	0,214	0,863	323	323/0	99,20%	0,240	2,300
24	100%	0,235	1,000	96	96/0	99,60%	0,190	1,900
25	100%	0,251	0,687	104	104/0	100%	0,190	0,870
26	98,50%	0,286	1,326	323	323/5	99,60%	0,260	1,780
27	100%	0,180	0,986	288	288/0	100%	0,221	0,782
28	100%	0,126	0,569	128	128/0	100%	0,120	0,770
29	100%	0,219	0,664	110	110/0	100%	0,150	1,040
30	100%	0,157	0,521	90	90/0	100%	0,150	0,880
31	100%	0,200	0,884	525	525/0	99,40%	0,230	3,570
32	100%	0,245	0,846	575	575/0	100%	0,180	1,380
33	98,20%	0,330	1,295	729	716/13	98%	0,250	4,210
34	100%	0,271	0,91	729	729/0	99,70%	0,270	2,540
35	98,90%	0,305	1,768	729	721/8	99,80%	0,210	2,520
36	99,90%	0,178	1,154	729	728/1	98,80%	0,300	2,390
37	99,90%	0,311	1,139	729	728/1	99,80%	0,210	3,790

A partir de la comparación del índice gamma de los 37 planes de tratamiento IMRT (Figura 5.1) analizados con el VeriSoft y el Portal Dosimetry se observa que los valores del análisis gamma de 35 planes son menores o iguales que los obtenidos por el software VeriSoft; este resultado puede deberse a la alta resolución del detector As-1200 y su facilidad de detectar fallas en el plan más fácilmente. En definitiva, se tiene que con ambos detectores los planes IMRT responden bien a los criterios de aceptación de diferencia de dosis y distancia de concordancia; ya que el porcentaje de los puntos evaluados de cada plan cumplen con la prueba gamma superiores al 95%.

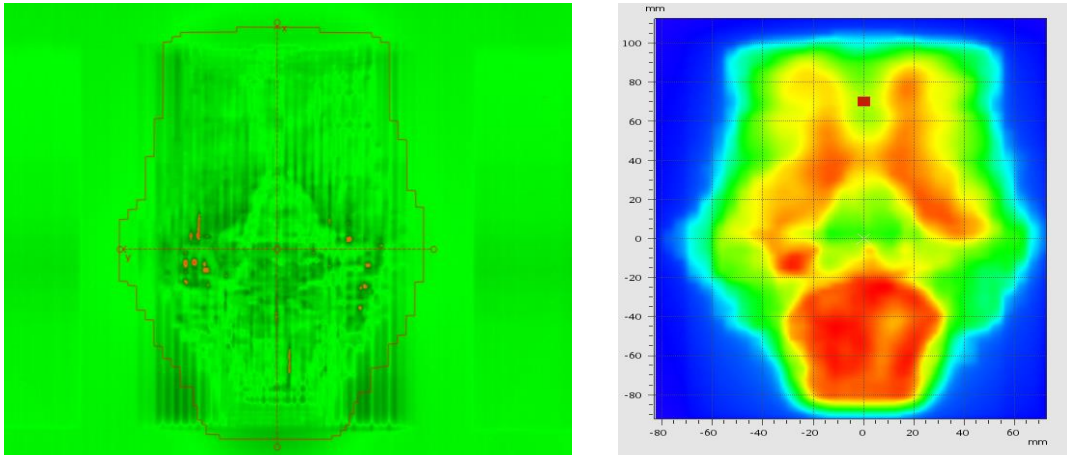
La relación en cuanto al análisis gamma de los datos obtenidos con ambos sistemas es alta; pues el error de la relación del conjunto de datos es de 0,187%. Esto es indicativo de que los resultados obtenidos con los sistemas tenidos en cuenta para el desarrollo de este trabajo son similares. Con estos resultados se puede verificar que la entrega de dosis es similar a la planificada en el TPS Eclipse. También, se puede verificar la correcta introducción de datos geométricos y dosimétricos del planeador Eclipse al acelerador lineal TrueBeam. Con lo anterior también se puede decir que los dos métodos proporcionan una buena garantía de que el plan de tratamiento cumple con los movimientos del MLC.



**Figura 5.1:** Comparación del análisis gamma de los planes IMRT con el Portal Dosimetry de Varian y el VeriSoft de PTW.

De igual manera los valores obtenidos del índice gamma promedio en las 37 planeaciones fueron inferiores a 0,67; es decir que se aprueban con los dos detectores, a diferencia de los datos hallados del gamma máximo; con VeriSoft todos pasan la tolerancia máxima que es un gamma de 2, sin embargo, con el Portal Dosimetry los planes (23, 34, 35 y 36) quedan en nivel de acción; en este caso el físico médico es quien determina si los planes son viables o si por el contrario es necesario re optimizarlos; y los planes (31, 33 y 37) sobre pasan el

nivel de acción; de modo que estos planes no pasan la exigencia de calidad. El software VeriSoft y el Portal Dosimetry permiten visualizar el análisis gamma sobre la distribución de dosis medida. Por ejemplo, en el plan de próstata N° 13 el análisis gamma en el VeriSoft muestra un punto de falla donde no se cumple con los criterios de aceptación (Figura 5.2).



**Figura 5.2:** Resultado índice gamma plan N° 13 de próstata. La imagen en el lado izquierdo muestra el análisis gamma en el Portal Dosimetry y la imagen del lado derecho el análisis en el VeriSoft.

De la implementación diaria de los dos métodos de CC paciente específico se observaron las ventajas y desventajas del EPID (Portal Dosimetry) y el OCTAVIUS Detector 729 (VeriSoft):

#### **Ventajas del EPID:**

- El sistema EPID es atractivo debido a la alta densidad de detectores.
- El EPID detecta transmisión entre láminas y permite un análisis del movimiento del MLC y entrega de dosis por campo.
- Una ventaja práctica de la verificación de planes con el EPID es su disponibilidad y facilidad de uso; no requiere de cables, de maniquís o dispositivos adicionales ya que se encuentra integrado en el TrueBeam.
- Más alta resolución espacial 0,34 mm para el EPID frente a 10 mm del OCTAVIUS Detector 729.
- Después de la medición lleva inmediatamente las imágenes DICOM guardadas a la aplicación Portal Dosimetry.
- Integración de los resultados en la información del paciente.
- Además de usar el Portal Dosimetry para verificación de planes de tratamiento sirve para otras tareas de control de calidad como posición de láminas, mandíbulas y tamaños de campo.

#### **Ventajas del OCTAVIUS Detector 729:**

- El software VeriSoft es amigable para hacer análisis de datos.
- Este sistema permite ser un método de referencia para la medición con otros sistemas dosimétricos.



- Es un dispositivo fabricado por PTW, lo que hace que sea externo al entorno de Varian.

#### **Desventajas del EPID:**

- A pesar de que el Portal Dosimetry es una excelente herramienta para verificar que el tratamiento entregado está de acuerdo al plan, no es una herramienta completamente independiente del sistema de planeación por cuanto utilizan módulos comunes.

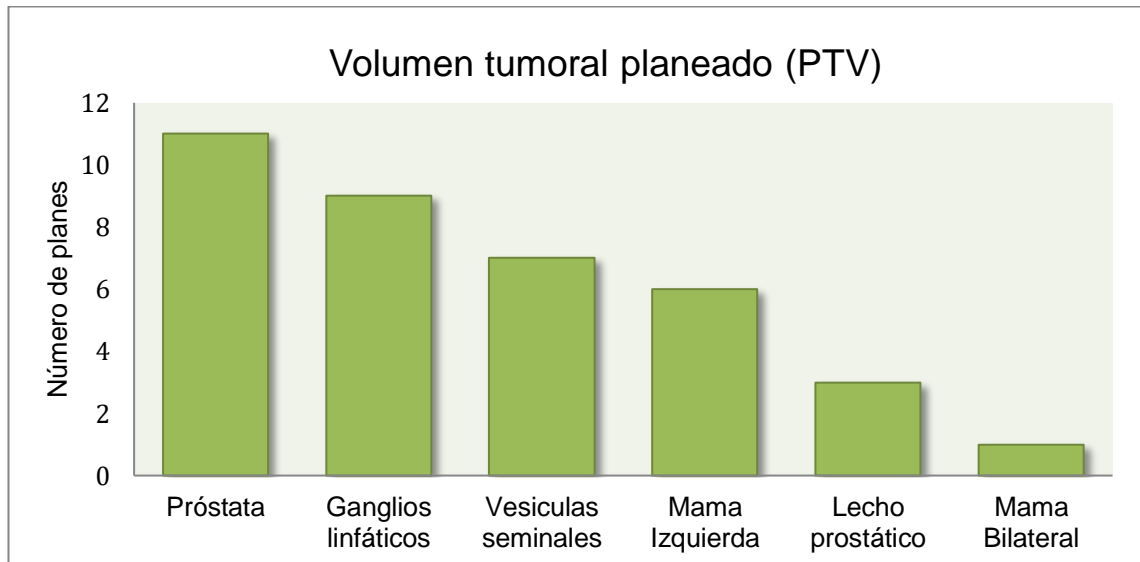
#### **Desventajas del OCTAVIUS Detector 729:**

- Para el análisis en VeriSoft se requiere de exportar del TPS el plan calculado.
- El Detector 729 se limita a campos inferiores de 27x27 cm<sup>2</sup>, esto hace que no sea viable para medir distribuciones de dosis a tumores grandes.
- Gran espaciamiento entre las cámaras de ionización, lo que ocasiona pérdida de información entre ellas, particularmente relevante para campos pequeños.
- Difícil manipulación porque el arreglo es robusto y algo pesado.
- Requiere de un maniquí.
- No permite realizar controles de calidad para planes VMAT pues solo permite medir distribución de dosis en 2D.

Teniendo en cuenta las ventajas y desventajas de cada sistema de medición y del trabajo diario realizando controles de calidad paciente específico es de resaltar que el EPID es el método que permite realizar esta tarea de una manera más rápida sin perder la calidad de las verificaciones.

Los planes tomados como referencia son diagnósticos de cáncer de próstata y cáncer de mama (Figura 5.3). Para el seguimiento de estos protocolos se crearon unas plantillas en Excel en la que se reportan los datos del paciente, el sistema dosimétrico utilizado y el volumen tumoral planeado (PTV). Los tratamientos radioterápicos para cáncer de próstata varían dependiendo de la complejidad de la enfermedad. El cáncer de próstata es clasificado según los resultados de un análisis de sangre en el que se verifican los niveles de una proteína llamada antígeno prostático específico (PSA), así como los resultados de una biopsia esto es, que se tomen muestras de tejido de la glándula prostática para buscar células cancerosas. El cáncer de próstata entonces puede ser de bajo riesgo, de riesgo intermedio o de alto riesgo. Los pacientes con enfermedad de bajo riesgo podrán recibir prostatectomía radical (extirpación quirúrgica de la glándula prostática) con tratamiento complementario de radioterapia de haz externo [45]. Para el cáncer de próstata de alto riesgo los físicos médicos planifican de tal modo que se irradian la próstata, las vesículas seminales y los ganglios. Para el cáncer de próstata de riesgo intermedio se irradia la próstata y las vesículas seminales. El cáncer de próstata de bajo riesgo únicamente la próstata; y existe el caso de que la prostatectomía radical sea acompañada de radioterapia; esto es irradiar el lecho prostático. En cuando al cáncer de mama se presenta enfermedad ya sea en la mama derecha, izquierda o en ambas; por tanto, los

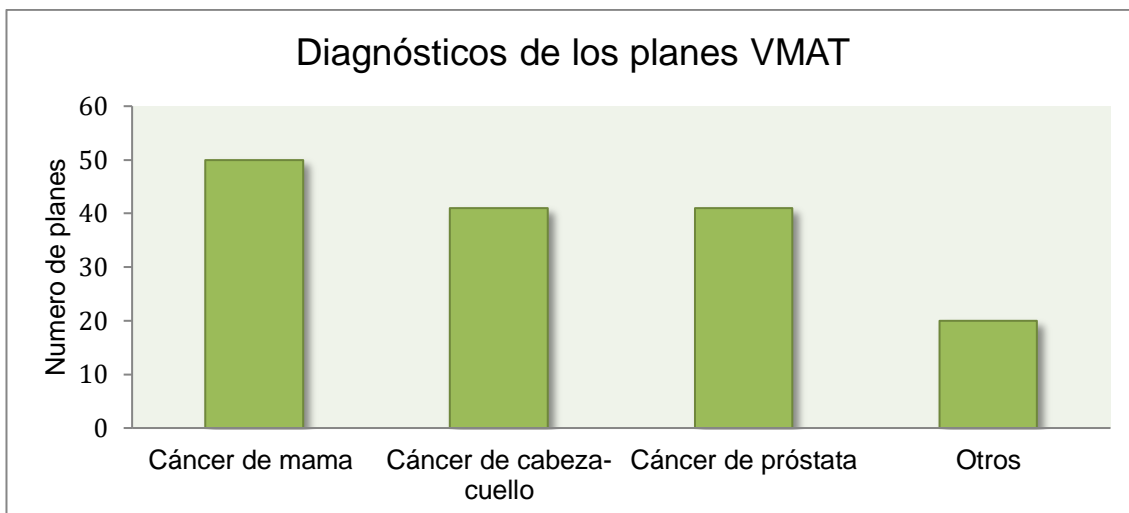
planes abarcan los anteriores volúmenes tumorales planeados. La radioterapia también es una forma eficaz de reducir el riesgo de que el cáncer de mama vuelva a aparecer después realizar una mastectomía que es una cirugía para extraer la mama De modo que los planes IMRT abarcan diferentes PTVs según el tratamiento que necesite el paciente [46,47].



**Figura 5.3:** Volúmenes tumorales planeados para cáncer de próstata y cáncer de mama.

### 5.2. Controles de calidad paciente específico para planes VMAT

Debido a la comparación anteriormente realizada de los dos métodos de control de calidad paciente específico en tratamientos IMRT se resalta el hecho de que el método EPID es un buen método para verificar planes de tratamiento IMRT, pero esto conlleva a que sea un método para verificar planes VMAT ya que la Arcoterapia Volumétrica es una IMRT más avanzada. En este apartado se encuentran los resultados obtenidos del análisis gamma de planes de tratamiento VMAT. Los planes VMAT abarcan diagnósticos de cáncer de próstata, cáncer de mama, cáncer de cabeza y cuello, entre otros (Figura 5.4). Los planes fueron medidos con el aS-1200 y analizados con la aplicación portal Dosimetry.



**Figura 5.4:** Número de planes VMAT según los diagnósticos de cáncer mama, cáncer de cabeza y cuello, cáncer de próstata y otros.

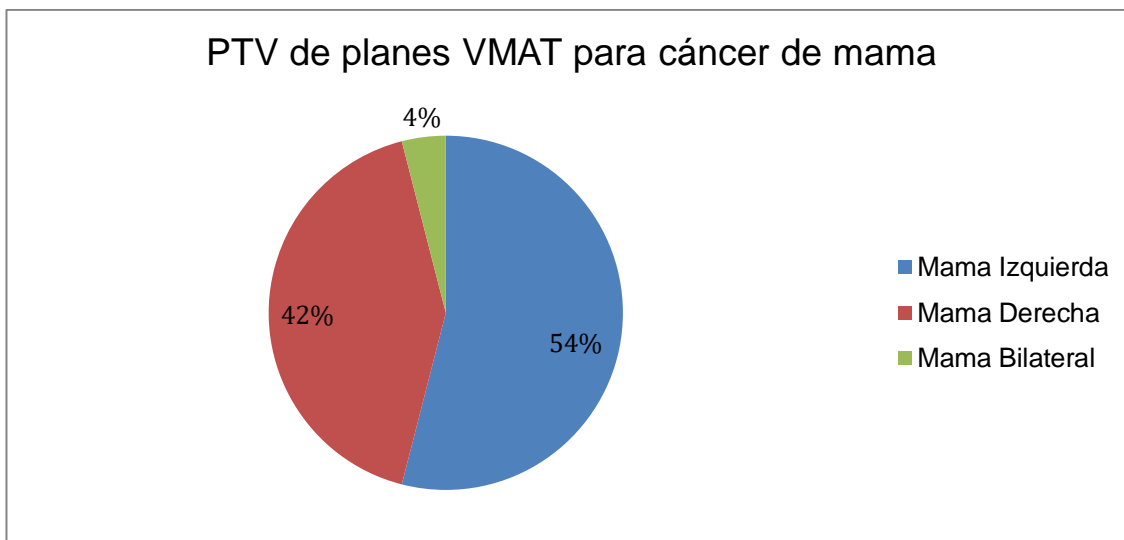
Los planes VMAT fueron analizados y medidos únicamente con el EPID pues esta técnica requiere que el detector siempre se encuentre perpendicular al haz de radiación; lo que conlleva a que no se puedan medir planes VMAT con la configuración anteriormente descrita del Octavius Detector 729

De los 154 planes VMAT, 50 son de cáncer de mama (Tabla 5.2), 41 de cáncer de cabeza y cuello (Tabla 5.3), 41 de cáncer de próstata (Tabla 5.4) y 20 de otros diagnósticos (Tabla 5.5).

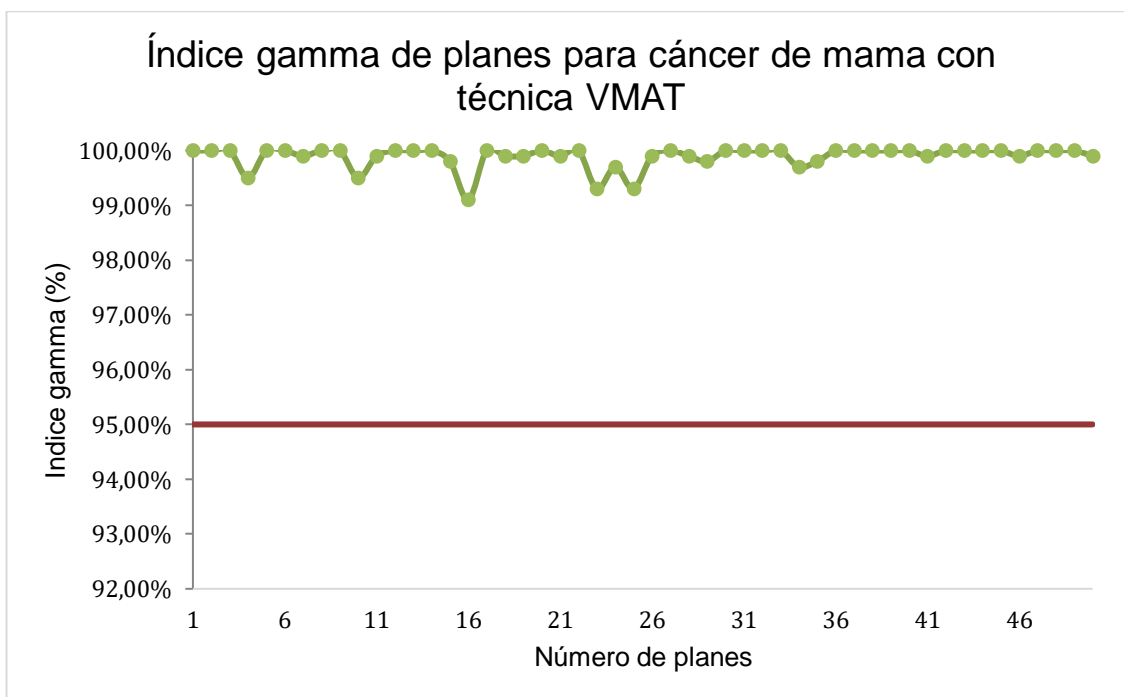
**Tabla 5.2:** Resultado del índice gamma de planes con diagnóstico de cáncer de mama

CONTROLES DE CALIDAD PACIENTE ESPECIFICO CANCER DE MAMA PLANES VMAT			
Planes	PTV	Nombre del Plan	Índice Gamma
Plan 1	Mama Derecha	QA-Portal	100%
Plan 2	Mama Izquierda	QAPortal	100%
Plan 3	Mama Derecha	QAPortal	100%
Plan 4	Mama Derecha	QAPortal	99,5%
Plan 5	Mama Izquierda	QAPortal	100%
Plan 6	Mama Derecha	QAPortal	100%

De los volúmenes tumorales planeados para cáncer de mamá en técnica VMAT (Figura 5.5) se resalta que, de los 50 planes, el 54% irradia la mama izquierda, el 42% irradia la mama derecha y que en un porcentaje del 4% se presenta enfermedad en las dos mamas. Los planes pasan ampliamente la tolerancia establecida del 95% con un promedio de 99,89% y una desviación estándar del 0,002% (Figura 5.6).



**Figura 5.5:** Volúmenes tumorales planeados para planes VMAT con diagnóstico de cáncer de mama.

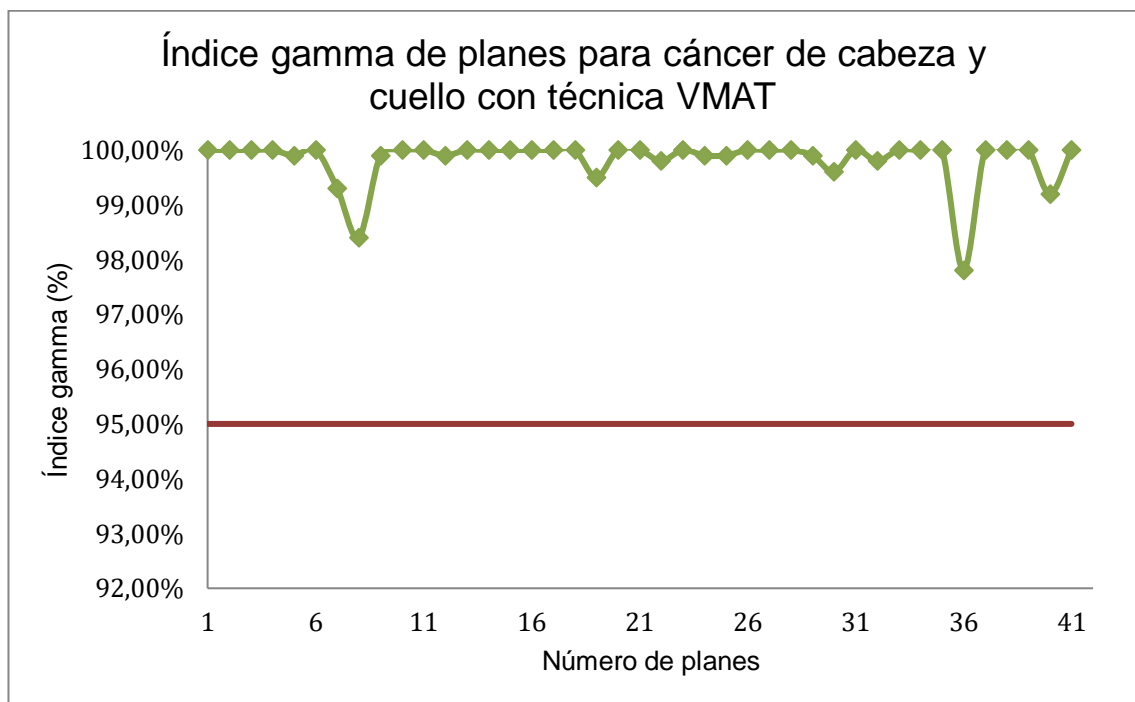


**Figura 5.6:** Resultado del índice gamma de planes VMAT para técnica VMAT. La línea roja representa la tolerancia del 95% para los puntos evaluados.

El cáncer de cabeza y cuello es un cáncer que surge en la cabeza o en la región del cuello. Por lo tanto, incluye numerosas localizaciones anatómicas con múltiples sublocalizaciones por lo que no se menciona específicamente el PTV de cada plan. Sin embargo, los resultados del índice gamma pasan ampliamente la tolerancia del 95% con un promedio 99,82% y desviación estándar de 0,004% (Figura 5.7) [48].

**Tabla 5.3:** Resultado del índice gamma de planes con diagnóstico de cáncer de cabeza y cuello

CONTROLES DE CALIDAD PACIENTE ESPECIFICO CANCER DE CABEZA Y CUELLO VMAT			
Planes	Diagnostico	Nombre del Plan	Gamma
Plan 1	Cabeza y Cuello	QAPortal	100%
Plan 2	Cabeza y Cuello	QAPortal	100%
Plan 3	Cabeza y Cuello	QAPortal	100%
Plan 4	Cabeza y Cuello	QAPortal	100%
Plan 5	Cabeza y Cuello	QAPortalPTV46	99,9%
Plan 6	Cabeza y Cuello	QAPortalPTV60	100%

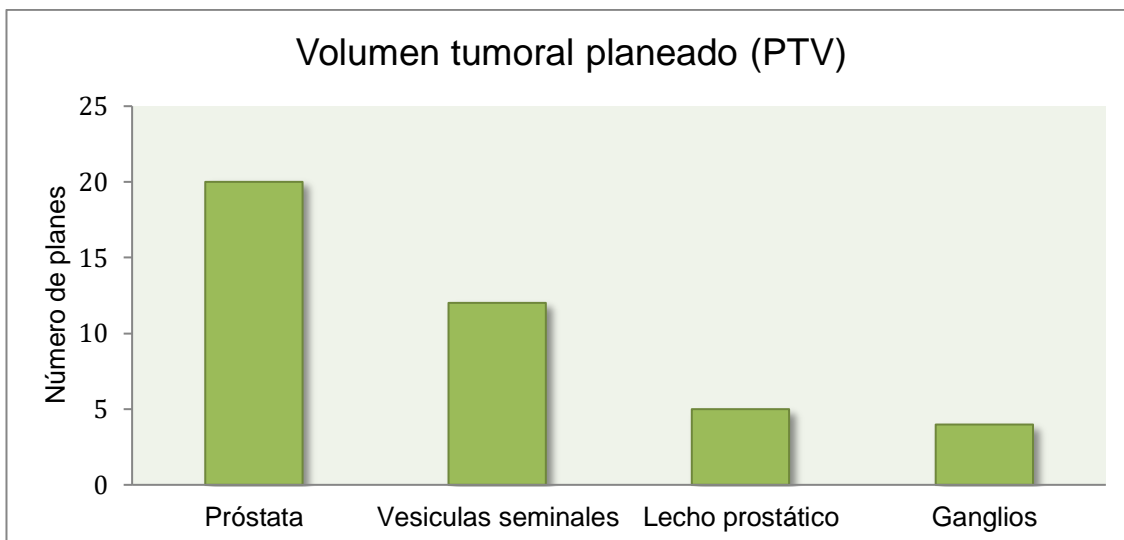


**Figura 5.7:** Resultado del índice gamma de planes VMAT para diagnósticos de cáncer de cabeza y cuello. La línea roja representa la tolerancia del 95%.

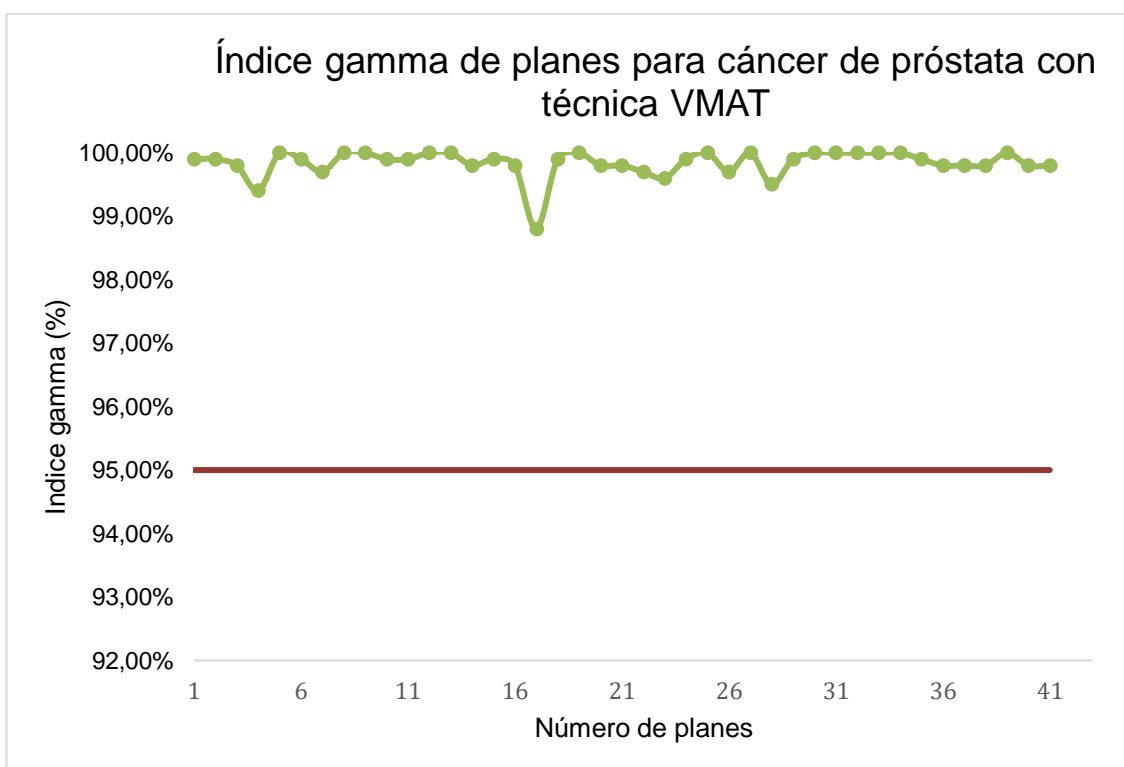
Los planes VMAT para cáncer de próstata pasan de igual forma la tolerancia establecida del 95% con un promedio de 99,84% y desviación estándar de 0,002%. De los planes tomados en este diagnóstico 20 irradian la próstata, 12 las vesículas seminales, 5 el lecho prostático y 4 los ganglios (Figura 5.8).

**Tabla 5.4:** Resultado del índice gamma de planes con diagnóstico de cáncer de próstata

CONTROLES DE CALIDAD PACIENTE ESPECIFICO CANCER DE PROSTATA VMAT			
Planes	PTV	Nombre del Plan	Gamma
Plan 1	Ganglios	QAPortalPTV46	99,9%
Plan 2	Vesículas seminales	QAPortalPTV54	99,9%
Plan 3	Próstata	QAPortalPTV78	99,8%
Plan 4	Lecho prostático	QAPortalPTV66	99,4%
Plan 5	Vesículas seminales	QAPortalPTV54	100%



**Figura 5.8:** Volúmenes tumorales planeados de planes VMAT para cáncer de próstata.

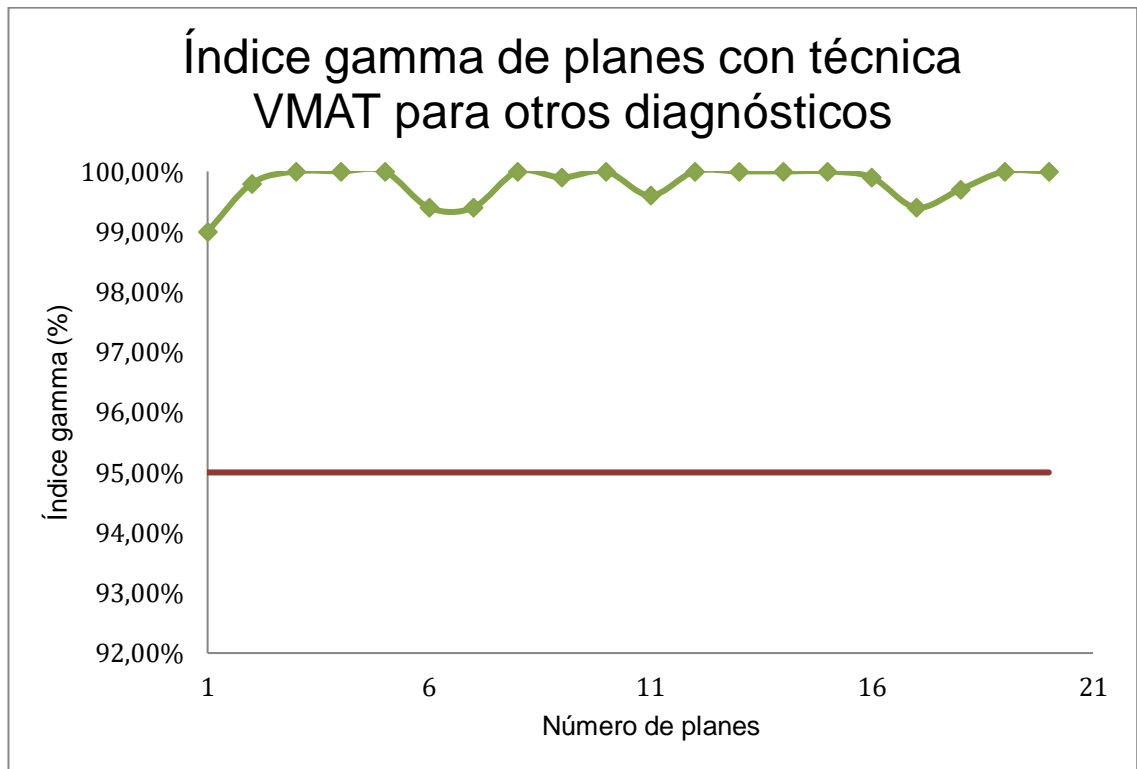


**Figura 5.9:** Resultado del índice gamma obtenidos de planes VMAT para cáncer de próstata.

Generalmente en el servicio de Radioterapia se realizan mayoritariamente planes para los diagnósticos anteriormente medidos y analizados. Sin embargo, surgen otros diagnósticos y diferentes volúmenes tumorales a tratar. Por ejemplo (Tabla 5.5), los 21 planes VMAT de otros diagnósticos pasan los criterios de aceptación DD y DTA. Todos los planes aciertan el análisis gamma con un porcentaje mayor que la tolerancia establecida del 95% de los puntos evaluados (Figura 5.10).

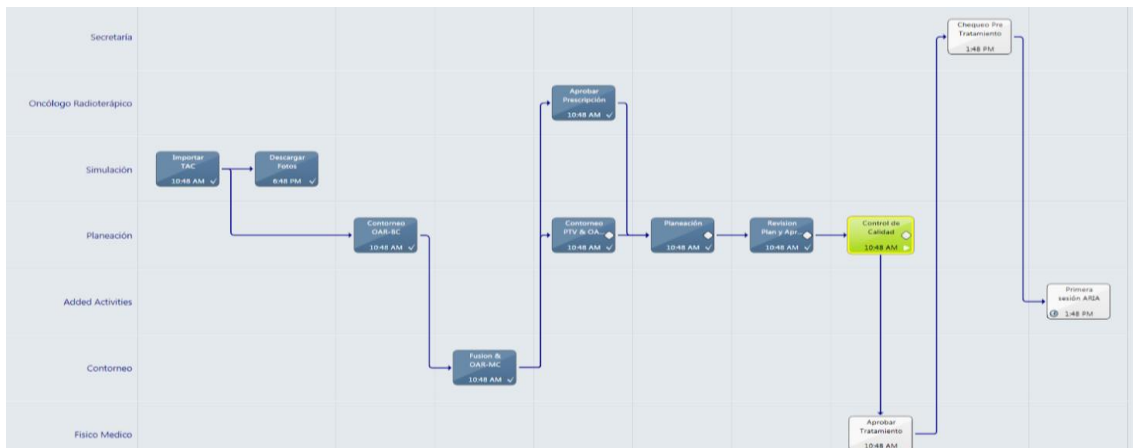
**Tabla 5.5:** Resultado del índice gamma de planes de otros diagnósticos

CONTROLES DE CALIDAD PACIENTE ESPECIFICO VMAT PARA OTROS DIAGNOSTICOS			
Planes	PTV	Nombre del plan	Gamma
Plan 1	Cérvix	PortalPTV50.4	99,00%
Plan 2	Cérvix	PortalPTV55.8	99,80%
Plan 3	Cérvix	QAPortal	100,00%
...	...	...	...
Plan 16	Recto	QAPTV54	99,90%
Plan 17	Vagina	QAPortal	99,40%
Plan 18	Esófago	QAPortal	99,70%
Plan 19	Páncreas	QAPortal	100,00%
Plan 20	Estómago	QAPortal	100,00%

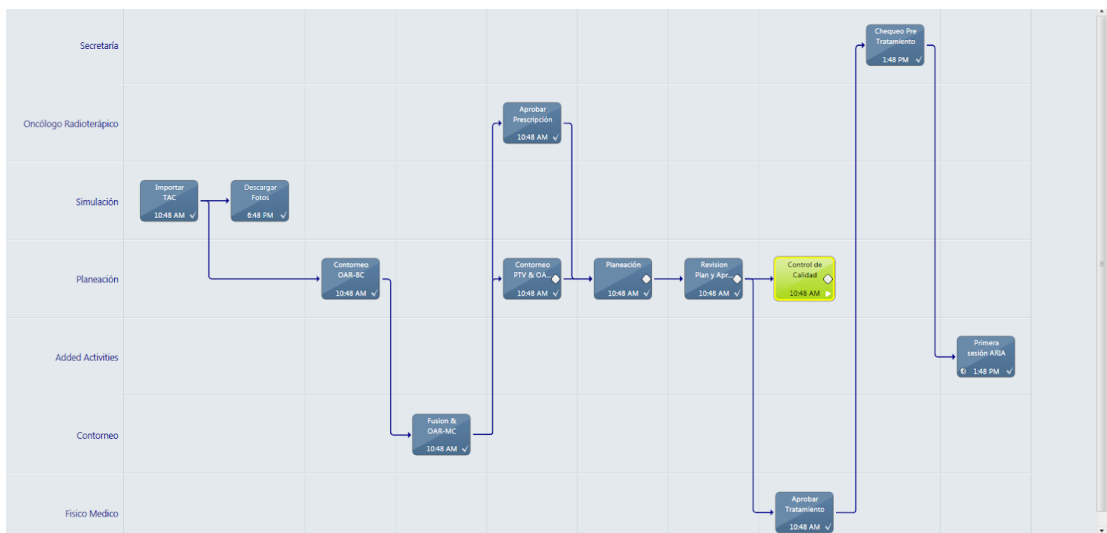


**Figura 5.10:** Resultado del índice gamma de otros diagnósticos.

La vía clínica o flujo de trabajo usado inicialmente en el sistema de gestión Aria (Figura 6.1) antes de este trabajo consistía en realizar los CC paciente específico obligatoriamente antes de agendar la primera sesión de tratamiento del paciente. Por lo que el paciente tendría que esperar un tiempo determinado para iniciar la radioterapia. Actualmente el servicio de radioterapia de la FVL modificó ese flujo de trabajo (Figura 6.2) debido a que mejoró el tiempo en la realización de los controles de calidad pues es de gran ayuda la colaboración de un practicante dedicado a esta tarea. Además, que los datos presentados en este trabajo son el reflejo de una buena planeación por parte de los físicos médicos. Lo anterior es un gran beneficio para el paciente ya que existirá mayor rapidez en tratar el cáncer y esto impedirá el avance de la enfermedad.



**Figura 6.1:** Vía clínica o flujo de trabajo anterior.



**Figura 6.2:** Vía clínica o flujo de trabajo actual.



## 6. CONCLUSIONES, LECCIONES APRENDIDAS Y RECOMENDACIONES

### 6.1. Conclusiones

De la implementación y experiencia previa en el uso rutinario de los dos métodos de CC paciente específico se concluye que el EPID es la mejor opción para realizar CC paciente específico en el Linac TrueBeam ya que posee grandes ventajas frente al OCTAVIUS Detector 729 como su alta resolución y capacidad de detectar fallas más fácilmente. Aunque el Portal Dosimetry no es una herramienta completamente independiente del TPS Eclipse por cuanto comparten módulos comunes haciéndose juez y parte de las verificaciones de los planes; sigue siendo la mejor opción para reducir tiempo en máquina sin desmejorar las verificaciones de los planes de tratamiento y con ello hacer que los pacientes comiencen su tratamiento lo antes posible.

Si bien el EPID demostró ser un sistema que tiene muchas más ventajas que el uso del OCTAVIUS Detector 729 este sigue siendo el método de referencia para validación y control de la dosimetría electrónica portal; los dos sistemas son complementarios y se deben mantener simultáneamente en disponibilidad en el servicio de Radioterapia de la Fundación Valle del Lili para el control de IMRT y VMAT.

Se implementó el procedimiento de CC paciente específico con el EPID y se resalta el hecho de que este método proporciona menor tiempo en máquina pues no requiere de un montaje robusto; posee una presentación sencilla, rápida y clara de los análisis por evaluación gamma, procesa las imágenes de inmediato integrándolas con la información del paciente en la misma red. Los 154 planes VMAT de cáncer de mama, cáncer de cabeza y cuello, cáncer de próstata y otros diagnósticos analizados con este; aciertan ampliamente los criterios de diferencia de dosis 3% y distancia de conformidad 3 mm. Por lo que pasan la tolerancia establecida del 95% de los puntos evaluados con análisis gamma. Es decir que los planes VMAT realizados en el TPS Eclipse se transfieren correctamente en el LINAC TrueBeam.

Se implementó el procedimiento de CC paciente específico con el Octavius Detector 729. Este método es robusto y genera mucho tiempo en máquina; aunque no deja de ser un buen sistema para realizar controles de calidad. Los planes IMRT de próstata y mama analizados con VeriSoft pasaron la tolerancia establecida del 95% de los puntos evaluados de cada plan.

La concordancia que existe entre los valores obtenidos del análisis gamma con el Portal Dosimetry y el VeriSoft para los planes IMRT es bastante alta ya que el error entre su relación es de 0,178%. Finalmente, es muy importante resaltar que el desarrollo de este trabajo de grado representó una experiencia de investigación aplicada de gran valor para mi formación personal como Ingeniera Física.

## **6.2. Lecciones aprendidas**

Gracias a la pasantía realizada en la Fundación Valle del Lili adquirí conocimientos sobre la radioterapia y las técnicas para entregar este tratamiento; aprendí no solamente a realizar CC paciente específico con los sistemas implementados en este trabajo sino también con el sistema ArcCHECK de Sun Nuclear, con el Phantom Lucy para medir radiocirugías en un punto y también con películas radiocrómicas.

Aprendí a realizar controles de calidad mecánicos y dosimétricos de los tres aceleradores lineales pertenecientes al servicio de radioterapia. También a verificar la dosis entregada en una técnica llamada irradiación total del cuerpo (TBI) que sirve para personas a quienes se les realizará un trasplante de médula espinal. Por último, hice parte de la elaboración de un protocolo llamado irradiación de componentes sanguíneos.

En cuanto a las dificultades presentes en el desarrollo de este trabajo es de resaltar el hecho que la idea inicial del trabajo era comparar la medición y análisis del EPID con un software de cálculo independiente, que compara el cálculo de dosis del TPS con el que él realiza. Esto no pudo realizarse debido a problemas con la compra de dicho software.

## **6.3. Recomendaciones**

La metodología utilizada en este trabajo, los procedimientos y resultados pueden ser tenidos en cuenta por los físicos médicos de la Fundación Valle del Lili como parte de los controles de calidad paciente específico que se implementen por parte de practicantes futuros en el servicio de Radioterapia.

Es importante además que se siga este estudio basándose en la cantidad de sesiones que puede recibir un paciente sin realizar la verificación del plan de tratamiento; con el fin de determinar cuánto tiempo se tiene para realizar el CC paciente específico por diagnóstico y el paciente pueda comenzar su tratamiento con aun más rapidez. Por último, recomendaría usar otros parámetros de análisis gamma como el gamma promedio y el gamma máximo de modo que haya una exigencia y rangos de tolerancia para los CC paciente específico.

## 7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Pellejero, S. Lozares y F. Mañeru, “Descripción de equipos de última generación en radioterapia externa”, An. Sist. Sanit. Navar, Vol.32, 2009 [En línea]. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v32s2/original2.pdf>
- [2] Fundación Valle del Lili, “Informe de sostenibilidad”, 2018 [En línea]. Disponible en: [www.valledellili.org](http://www.valledellili.org)
- [3] R. Cendales, “Restricciones de Dosis a Órganos Sanos en IMRT y Radiocirugía”, Colombia: Centro de Control de Cáncer Ltda., 2015. ISBN: 978-958-58005-1-9, 2015.
- [4] American Association of Physicist Medicine, “The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management”, TG100, ISBN: 978-1-936366-55-2, 2016 [En línea]. Disponible en: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com>. doi: 10.1118/1.4947547.
- [5] F. Gonzales, “Información sobre Radiaciones Ionizantes”, Sociedad Nuclear Española, NT-03/15, 2015 [En línea]. Disponible en: [www.sne.es](http://www.sne.es)
- [6] R. Cherry, “Radiaciones Ionizantes”, Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo, capítulo 48, parte VI, vol. II, 1998 [En línea]. Disponible en: <https://www.insst.es>
- [7] F. Álvarez, A. Barbas, S. Choithramani, et al., “Curso Básico de Ciencia y Tecnología Nuclear”, Jóvenes Nucleares Sociedad Nuclear Española, 2013 [En línea]. Disponible en: [www.sne.com](http://www.sne.com)
- [8] M. Alcaraz, “Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico”, en *Interacción de la radiación con la materia*, 2ª Edición, Universidad de Murcia, ISBN: 84-8371-361-1, 2003.
- [9] F. Herbert, “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”, WILEY-VCH Verlag, 1986.
- [10] H. D. Reisin y S. J. Ferrara, “Efecto Fotoeléctrico”, Facultad de Ciencias Exactas y Naturales Universidad de Buenos Aires, septiembre, 2004.
- [11] M. A. Rodríguez, J. L. Cervantes, “El Efecto Fotoeléctrico”, Universidad Autónoma del Estado de México Departamento de Física, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, ISSN: 1405-0269, México, 2006. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=10413309>
- [12] A. Cassini, L. Levinas, H. Pringe, “Einstein y el Efecto Compton”, Documentos Científicos, V. 11, n. 1, p. 185-209, 2013.

- [13] F. M. Khan, "The Physics of Radiation Therapy", 3ª Edición, ISBN: 0-7817-3065-1, 2003.
- [14] M. Alcaraz, "Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico", en *Magnitudes y Unidades Radiológicas*, 2ª Edición, Universidad de Murcia, ISBN: 84-8371-361-1, 2003.
- [15] C. D. Trujillo, "Estimación de la dosis de radiación absorbida por órganos en procedimientos radioterapéuticos y de diagnóstico en la FVL utilizando dosimetría termoluminiscente", Tesis de pregrado, Universidad del Valle, 2013.
- [16] A. González, "Los efectos biológicos de las dosis bajas de radiación ionizante: Una visión más completa", Organismo Internacional de Energía Atómica, 1994.
- [17] M. Alcaraz, "Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico", en *Efecto biológico de la radiación ionizante*, 2ª Edición, Universidad de Murcia, ISBN: 84-8371-361-1, 2003.
- [18] J. Blanco, A. Calín Lorca, R. Herranz Crespo, "Aplicaciones médicas de las radiaciones", Nuclear España, N° 369, enero 2016. Disponible: <http://revista.sne.es/369/>
- [19] Aguayo Martos M. A., Almazán Rubio M. J., et al, "Aproximación a la radioterapia para técnicos especialistas", ISBN: 978-84-691-5558-5, 2008.
- [20] J. M. Barrera Causil, "Caracterización del Haz de Fotones de un Acelerador Lineal", Tesis doctoral, Universidad Nacional de Colombia, Medellín, 2012.
- [21] J. M. de la Vega Fernández, "Caracterización y control de calidad de la energía de los haces de electrones empleados en radioterapia", Tesis doctoral, Universidad de Granada, ISBN: 978-84-9125-188-0, 2015 [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/10481/40535>
- [22] M. E. Castellanos, "Las nuevas tecnologías: necesidades y retos en radioterapia en América Latina", Rev Panam Salud Publica, 2006.
- [23] Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO), "Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement", IAEA, Vienna, 2007.
- [24] G. J. Kutcher, L. Coia, M. Gillin, W. F. Hanson, S. Leibel, R. J. Morton, J. R. Palta, J. A. Purdy, L. E. Reinstein, G. K. Svensson, et al, "Comprehensive QA for radiation Oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med Phys, 1994.

- [25] Moran JM, Dempsey M, Eisbruch A, Fraass BA, Galvin JM, Ibbott GS, Marks LB, "Safety considerations for IMRT: Executive summary". *PractRadiatOncol*. 2011.
- [26] R. Cendales, "Restricciones de Dosis a Órganos Sanos en IMRT y Radiocirugía", Centro de Control de Cáncer, ISBN: 978-958-58005-1-9, 2015.
- [27] L. P. Gutiérrez, "Análisis Dosimétrico Comparativo entre película radiográfica EDR2 y Arreglo de matriz de diodos en 2D para Verificación de Tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT)", Tesis de Maestría, Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [28] O.E. Naizzir, "Caracterización y Comisionamiento de un Sistema de Imágenes Portales para Verificación Pre-tratamiento en Radioterapia de Intensidad Modulada", Tesis de maestría, Universidad Nacional de Colombia, 2014.
- [29] Zhigang Xu, Jinkoo Kim, James Jan, et al., "Dose rate response of Digital Megavolt Imager detector for flattening filter-free beams", *Journal of Applied Clinical Medical Physics* published by Wiley Periodicals, Inc. on behalf of American Association of Physicists in Medicine, 2018. DOI: 10.1002/acm2.12358
- [30] Varian Manual, "Portal Dosimetry 15.5". EC15.5-CEM-11-A.
- [31] A. E. Amin, A. M. Sallam, E. M. El-Sayed, S. M. El-Sayed, N. R. Salem, "Validation of the Octavius 4D Measuring System In Verifying Advanced External Beams Radiotherapy Techniques", *Egypt. J. Biophys. Biomed.Eng.*, Vol.18, 2017. doi: 10.21608/ejbbe.2018.2295.1010.
- [32] J. G. Olmos, C. Candela, R. Palomo, et al., "OCTAVIUS 4D: establecimiento del estado de referencia inicial y uso en rutina clínica de un dispositivo para verificaciones VMAT", Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Valencia, 2015.
- [33] P. R. Steinmeyer, "Ion Chamber: Everything you've Wanted to Know (But were Afraid to Ask)", *RSO Magazine* Vol.8 No.5, 2012.
- [34] PTW Freiburg, "Manual OCTAVIUS 4D". Fundación Valle del Lili.
- [35] E. L. Solari, "Implementación de técnicas de control de calidad IMRT paciente- específico", Tesis de Maestría, Universidad Nacional de Cuyo, 2016.
- [36] American Association of Physicist in Medicine, "Tolerance limits and Methodologies for IMRT measurement- based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218". 2018 [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1002/mp.12810>

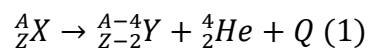
- [37] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy, "A Technique for the quantitative evaluation of dose distributions", *Mallinckrodt Institute of Radiology, Medical Physics*, Vol. 25, No. 5, May, 1998.
- [38] J. Restrepo Equiphos, "Sistema de información ARIA", Disponible en: [www.equiphos.com/aria-sistema-de-informacion/](http://www.equiphos.com/aria-sistema-de-informacion/). Consultado: 21 de febrero del 2020.
- [39] Varian Medical Systems, "Eclipse Photon and Electron Reference Guide", ISO: 13485, 2016.
- [40] Varian Medical Systems, "Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide", ISO: 13485 2016.
- [41] E. Falco, "Dosimetría Basada en Sistema Electrónico de Imagen Portal EPID", Trabajo especial de la carrera en Licenciatura en Física, Universidad Nacional de Córdoba, 2015.
- [42] A. D. Mancuzo, "Evaluación del modelo EPID AS1200 y puesta en funcionamiento de la dosimetría portal para diferentes energías de fotones", Tesis de maestría, Universidad Nacional de Cuyo, 2017.
- [43] M. Valente, "Curso de Posgrado: Física Médica", Universidad Nacional de Córdoba, 2014.
- [44] D. F. Gonzáles, "Comparación de las verificaciones con Octavius II +729 y EPID en planeaciones de cabeza y cuello y próstata, realizadas con técnica VMAT", Tesis fin de máster, Universidad Nacional de Colombia, 2016.
- [45] H. A. García, J. A. Zapata, A. Sánchez, "Una mirada global y actualizada del cáncer de próstata", *Rev. Fac. Med.*, Vol 66, No3:429-37-429 [En línea]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v66n3.65770>
- [46] Kstorfin Medical Communications Ltd., "Serie de guías ESMO para pacientes", European Society for Medical Oncology, 2008. Disponible en: [www.esmo.org](http://www.esmo.org)
- [47] Activos de Comunicación Visual, "Hablemos de El cáncer de mama", 3ª Edición, Barcelona, 2011.
- [48] M. Cárcamo, "Epidemiología y generalidades del tumor de cabeza y cuello", *Revista Médica Clínica las Condes*, 2018 [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.rmclc.2018.06.009>

## ANEXOS:

### ANEXO A:

#### Decaimiento de la partícula alfa $\alpha$

Los nucleídos (nombre colectivo para dos partículas: el neutrón y el protón) con números atómicos ( $Z$ ) muy altos se desintegran generalmente emitiendo una partícula  $\alpha$ . A medida que la cantidad de protones aumenta más allá de 82, las fuerzas de repulsión entre los protones se vuelven tan grandes que son capaces de superar a las fuerzas nucleares que unen a los nucleones. La partícula  $\alpha$  en realidad es un núcleo de helio y como resultado de su decaimiento, el número atómico se reduce en dos y el número de masa ( $A$ ) en cuatro. La reacción general para este proceso se puede escribir así:



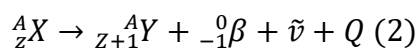
Donde  $X$  y  $Y$  son los nucleídos iniciales y formados respectivamente;  $Q$  simboliza la energía total liberada en el proceso y se llama energía de desintegración. Las partículas resultantes de este tipo de desintegración constituyen una radiación de partículas cargadas pesadas con muy poca penetración (se detiene con una simple hoja de papel).

#### Decaimiento de la partícula beta $\beta$

Es este tipo de decaimiento el radioisótopo de  $Z$  intermedio posee demasiados neutrones respecto al número de protones o al revés y por ello se emiten partículas  $\beta$  para alcanzar el equilibrio. Cabe resaltar que las partículas emitidas (electrones o positrones) surgen en el proceso de desintegración mas no existían con anterioridad. Existen tres tipos de esta radiación:

#### Decaimiento ( $\beta^-$ ):

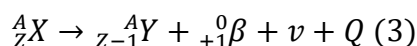
Los núcleos que se desintegran por radiación  $\beta^-$  son aquellos que presentan un exceso de neutrones frente a los protones. Estos núcleos tienden a reducir la relación  $n / p$  para lograr la estabilidad. Esto se logra emitiendo un electrón negativo. La ecuación general para el negatrón o decaimiento  $\beta^-$  se escribe como:



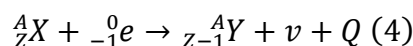
Donde  $Q$  es la energía de desintegración para el proceso,  ${}^A_ZX$  es el núcleo inicial y  ${}^A_{Z+1}Y$  el producto. Aquí el número atómico aumenta una unidad y se acompaña además de un antineutrino  $\bar{\nu}$  que es una partícula que no posee carga y prácticamente no tiene masa.

**Decaimiento ( $\beta^+$ ):**

En este caso la desintegración  $\beta^+$  ocurre cuando los nucleídos tienen un déficit de neutrones. Para que estos nucleídos logren estabilidad, se emite un positrón. Dicho de otro modo, un protón del núcleo se convierte en un neutrón. La reacción de descomposición general es la siguiente:

**Captura Electrónica ( $\epsilon$ ):**

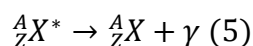
La captura electrónica es un proceso alternativo para el decaimiento  $\beta^+$ ; en el cual los electrones más internos de la corteza atómica son capturados por el núcleo, transformando así un protón en un neutrón; esto con el fin de reducir el exceso de protones. La ecuación general para este decaimiento nuclear es:



Generalmente, el núcleo resultante de una desintegración beta quedará en un estado excitado, que decae al estado fundamental mediante procesos de desintegración gamma o de conversión interna.

**Desintegración gamma ( $\gamma$ ):**

En el proceso previo de desintegración  $\alpha$  o  $\beta$  los núcleos siguen excitados (\*) con el fin de llegar al estado nuclear fundamental estable se emiten fotones de alta energía (rayos  $\gamma$ ). En la desintegración gamma no se produce un cambio en el número de protones y/o de neutrones, sino que se conduce a una configuración nuclear de más baja energía.

**Conversión Interna:**

En este proceso el núcleo pierde el exceso de energía transfiriéndosela a uno de los electrones orbitales, el electrón es expulsado del átomo. La energía cinética del electrón de conversión interna es igual a la energía liberada por el núcleo ( $E_\gamma$ ) menos la energía de enlace del electrón orbital involucrado ( $E_K$ ). La expulsión de un electrón orbital por conversión interna creará una vacante en la capa involucrada, lo que resultará en la producción de fotones característicos o electrones Auger (emisión de un segundo electrón).

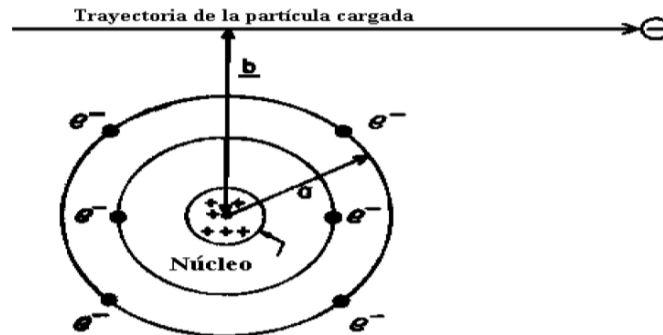
$$E = E_\gamma - E_K$$

**ANEXO B:****Interacción de la radiación directamente ionizante con la materia:**

Las partículas cargadas transfieren su energía de una manera distinta a las de radiaciones indirectamente ionizantes, pues las partículas cargadas interactúan con los electrones o el núcleo de los átomos que se encuentren en sus trayectorias. Este tipo de radiaciones son las responsables de la entrega de energía en el medio. En el diagrama 5 se ilustra el parámetro de impacto ( $b$ ) y



el radio atómico ( $a$ ) para describir las interacciones más comunes de este tipo de radiación.



**Diagrama 5: Tipos de colisiones según el parámetro de impacto ( $b$ ) y el radio atómico ( $a$ ).**

**Colisiones suaves ( $b \gg a$ ):**

Cuando una partícula cargada pasa a una gran distancia de un átomo, la fuerza coulombiana del campo de ésta, afecta a la totalidad del átomo excitándolo a un nivel más alto de energía. Cabe resaltar que existe una probabilidad baja de que se produzca ionización.

**Colisiones duras o Knock on ( $b \sim a$ ):**

Cuando la partícula cargada pasa a una distancia aproximadamente igual al de las dimensiones atómicas es muy probable que la partícula incidente interactúe con un electrón atómico, suministrándole una energía cinética considerable, el cual es llamado rayo delta ( $\delta$ ).

**Interacción de la fuerza coulombiana con el campo externo del núcleo ( $b \ll a$ ):**

Cuando el parámetro de impacto es mucho más pequeño que el radio atómico las fuerzas coulombianas interactúan principalmente con el núcleo. En la mayoría de las interacciones las partículas cargadas incidentes son dispersadas elásticamente sin emisión de rayos X o excitando el núcleo, sufriendo deflexión. En el 2 o 3% de los casos restantes en que las partículas pasan cerca del núcleo, ocurren interacciones inelásticas las cuales emiten un fotón de rayos X (radiación de frenado). Las partículas cargadas no sólo son deflectadas, sino que entregan gran parte de su energía cinética en el proceso de frenado.

## ANEXO C:

### RADIOTERAPIA INTERNA O BRAQUITERAPIA

En este tipo de radioterapia se utilizan isotopos radiactivos que se colocan dentro o cerca del volumen a tratar y posee una gran ventaja frente a la radioterapia externa, pues permite la entrega de dosis altas en un tiempo más corto reduciendo la exposición de los órganos a riesgo. Por otra parte, la Braquiterapia se puede clasificar dependiendo de las fuentes de radiación y de la duración de la dosis liberada.

#### Según la localización de la fuente de radiación:

- **Braquiterapia Intersticial:** En este método los radioisótopos se colocan en tubos pequeños y huecos, llamados catéteres que se insertan en la zona a tratar y se dejan en ese lugar por varios días. Generalmente este método se usa para tratar cánceres de lengua, paladar, piel y labio.
- **Braquiterapia de Contacto:** La fuente radiactiva se hace contactar con el tejido a irradiar por medio de aplicadores superficiales como placas o moldes que poseen material radioactivo.
- **Braquiterapia Intracavitaria:** La fuente radiactiva se introduce en una cavidad corporal o anatómica durante un tiempo corto (vagina, útero, nasofaringe).
- **Braquiterapia Endoluminal:** La fuente se introduce en la luz de órganos huecos como el esófago y los bronquios.
- **Braquiterapia Metabólica:** Utiliza isotopos radioactivos no encapsulados que son administrados al paciente por vía oral.

#### Según la cantidad de dosis liberada

- **Baja tasa de dosis (Low Dose Rate LDR):** Emplea una tasa de dosis entre 0,4 y 2 Gy/hora.
- **Media tasa de dosis (Medium Dose Rate MDR):** La tasa de dosis se encuentra entre 2 y 12 Gy/hora
- **Alta tasa de dosis (High Dose Rate HDR):** La tasa de dosis utilizada está por encima de 12 Gy/hora.

#### Según la duración de la liberación de dosis:

- **Braquiterapia Temporal:** se refiere al uso de implantes que se colocan durante un tiempo determinado, después de que se haya terminado el tratamiento estas fuentes se retiran.
- **Braquiterapia Permanente:** Implica la colocación de implantes permanentes, también conocidos como semillas radiactivas de baja tasa o pellets, donde se quedan permanentemente hasta su decadencia gradual.